

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
МЕХАНІКО-МАШИНОБУДІВНИЙ ІНСТИТУТ
КАФЕДРА ДИНАМІКИ І МІЦНОСТІ МАШИН ТА ОПОРУ
МАТЕРІАЛІВ**

«На правах рукопису»
УДК _____

«До захисту допущено»
Завідувач кафедри
_____ Сергій ПИСКУНОВ
« ____ » _____ 2020 р.

**Магістерська дисертація
на здобуття ступеня магістра
за освітньо-професійною програмою «Динаміка і міцність машин»
зі спеціальності 131 «Прикладна механіка»
на тему: «Дослідження характеристик жорсткості фіксації переломів
трубчастих кісток з врахуванням регенерації кісткової тканини»**

Виконав:
студент VI курсу, групи МП-92мп
Лисаченко Юрій Андрійович _____

Керівник:
к.т.н., доц., Шидловський Микола Сергійович _____

Рецензент:
д.т.н., проф.
Данильченко Ю.М. _____

Засвідчую, що у цій магістерській
дисертації немає запозичень з праць
інших авторів без відповідних
посилань.
Студент (-ка) _____

Київ – 2020 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Механіко-машинобудівний інститут
Кафедра динаміки і міцності машин та опору матеріалів

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність – 131 «Прикладна механіка»

Освітньо-професійна програма – «Динаміка і міцність машин»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Сергій ПИСКУНОВ

« ____ » _____ 2020 р.

ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту
Лисаченко Юрію Андрійовичу

1. Тема дисертації «Дослідження характеристик жорсткості фіксації переломів трубчастих кісток з врахуванням регенерації кісткової тканини», науковий керівник дисертації Шидловський Микола Сергійович, к.т.н., доц., затверджені наказом по університету від « ____ » _____ 2020 р. № ____
2. Термін подання студентом дисертації: 10.12.2020 р.
3. Об'єкт дослідження: модельований кістковий регенерат встановлений на великогомілкову кістку з металевою пластиною.
4. Предмет дослідження: жорсткість системи.
5. Перелік завдань, які потрібно розробити:
 - 1) Огляд сучасного стану проблеми якісного остеосинтезу.
 - 2) Проведення натурних випробувань.
 - 3) Формування моделі прогнозування допустимих напружень.
 - 4) Порівняння результатів для різних етапів реабілітації.
 - 5) Розробка стартап-проекту.
6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу – 20 і більше.

7. Орієнтовний перелік публікацій – 1 і більше.

8. Дата видачі завдання: 01.09.2020 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Аналіз літератури	01.09.20-01.10.20	
2	Вибір модельованого кісткового регенерату	01.10.20-15.10.20	
3	Визначення модуля пружності регенерату	15.10.20-01.11.20	
4	Проведення випробувань на системі остеосинтезу	01.11.20-15.11.20	
5	Обробка експериментальних результатів	15.11.20-22.11.20	
6	Підготовка презентації по стану роботи	22.11.20-27.11.20	
7	Оформлення роботи	27.11.20-10.12.20	

Студент _____

Юрій ЛИСАЧЕНКО

Науковий керівник _____

Микола ШИДЛОВСЬКИЙ

АНОТАЦІЯ

Дипломна робота містить 90 сторінок, 44 таблиці, 50 рисунків, список використаної літератури з 21 найменуванням.

Актуальність роботи полягає в тому, що існує необхідність у визначеності як кістковий регенерат впливає на взаємні переміщення систем остеосинтезу.

Метою дипломної роботи є впровадження методу розрахунку допустимих навантажень на систему остеосинтезу для різних стадій реабілітації людини з переломом кінцівки.

Як об'єкт випробувань була великогомілкова кістка з модельованим кістковим регенератом, закріплена блокованою медіальною пластиною остеосинтезу зовнішньої фіксації.

Для вирішення задачі проведено натурні випробування системи «кістковий перелом – модельований кістковий регенерат – засіб фіксації» при різних модулях пружності модельованого кісткового регенерату. За результатами експериментальних досліджень, за допомогою запропонованої моделі розрахунку, знайдено допустимі переміщення для різних стадії реабілітації

Ключові слова: *великогомілкова кістка, репаративна регенерація, апарати зовнішньої фіксації, допустимі навантаження, математична модель, блокована медіальна пластина, остеосинтез.*

ABSTRACT

The master's thesis contains 90 pages, 44 tables, 50 figures, a list of references with 21 titles.

The relevance of the work is that there is a need to determine how bone regenerate affects the movement of osteosynthesis systems in related to each other.

The thesis aim is to introduce a method of calculating the allowable loads on the osteosynthesis system for different stages of rehabilitation of a person with a fractured limb.

The test object was the tibia with a simulated bone regenerate, fixed by a blocked medial plate osteosynthesis with external fixation.

Field tests of the system "bone fracture - simulated bone regenerate - fixation" were conducted concerning a different modulus of elasticity of the simulated bone regenerate. Allowable displacements for different stages of rehabilitation were found according to the results of experimental studies and using the proposed calculation model.

Keywords: *tibia, reparative regeneration, external fixation devices, allowable loads, mathematical model, blocked medial plate, osteosynthesis.*

Зміст	
ВСТУП	8
РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ	9
1.1 Типи переломів за класифікацією AO/ASIF	10
1.2 Типи та функції систем ОС.....	11
1.3 Допустимі навантаження та деформації в системах остеосинтезу	13
1.4 Переваги та недоліки систем ОС за клінічними показниками.....	14
1.5 Експериментальні методи та результати.....	15
1.6 Опис установки та її функцій.....	20
1.7 Репаративна регенерація.....	22
РОЗДІЛ 2. ОБ'ЄКТИ ТА МЕТОДИ ВИПРОБУВАНЬ	29
2.1 Анатомічний об'єкт.....	29
2.2 Засіб фіксації, що досліджувався.....	31
2.3 Обладнання та способи навантаження зразка	34
2.4 Метод вимірювання переміщень (цифрова зйомка)	41
2.5. Спосіб виготовлення матеріалу, що моделює регенерат	43
2.6 Метод визначення пружних характеристик регенерату.....	46
РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗУ	49
3.1 Позначення, що застосовані при опису результатів.....	49
3.2 Випробування на стиск	51
3.3 Випробування на згин	53
3.4 Випробування на кручення.....	55
РОЗДІЛ 4. ОБРОБКА РЕЗУЛЬТАТІВ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗУ ТА РОЗРАХУНОК ДОПУСТИМИХ НАВАНТАЖЕНЬ	60
4.1 Математична модель, що враховує наявність кісткового регенерату.....	60
4.2 Розрахунок приведених переміщень точок перелому	66
4.3 Визначення допустимих навантажень на кінцівку з врахуванням особливостей перелому	74
РОЗДІЛ 5. РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП ПРОЕКТУ	78
5.1 Опис ідеї проекту.....	78
5.2 Технологічний аудит.....	78
5.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту	79
5.4 Розроблення ринкової стратегії проекту.....	85
5.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту	86
ВИСНОВКИ	89
Список використаної літератури:.....	90

ВСТУП

На сьогоднішній день майже не існує досліджень, як впливає кістковий регенерат на допустимі навантаження на кістку з переломом. Лікарі мають замало інформації, щодо того, які навантаження можна давати системі остеосинтезу та на яких стадіях. Існує багато експериментальних досліджень систем остеосинтезу, що не включають в себе кістковий регенерат, тобто ці дослідження відповідають лише першим дням реабілітації, коли між уламками кістки простір не заповнений таким матеріалом, що може вплинути на зміщення точок перелому під дією будь-яких навантажень. Тобто, існує необхідність у дослідженні впливу кісткового регенерату на зміщення точок перелому та на допустимі навантаження на пізніших стадіях зрощування перелому.

РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

Впровадження новітніх методів остеосинтезу (ОС) пов'язане з вирішенням широкого ряду медичних, біомеханічних, інженерно-технічних та матеріалознавчих задач. Одною з головних проблем є удосконалення пристроїв, що призначені для фіксації відламків кісток, з метою оптимізації їх біомеханічних властивостей. Оптимізація систем ОС сприяє процесам остеорепарації та відновленням функції. Розробка нових та удосконалення існуючих систем ОС можуть бути забезпечені лише за умови тісної взаємодії спеціалістів медичного та інженерно-технічного наукових профілів і це є важливою науковою та соціальною проблемою[1].

Найбільш ефективним фіксатором називають той, що зберігає нерухомість відламків, забезпечує функцію і опороздатність пошкодженої кінцівки на протязі всього періоду лікування з мінімальними додатковими травмами м'яких і кісткових тканин. Фіксатор повинен бути виготовлений з біологічно інертних матеріалів.

Конструкція фіксатора має бути біомеханічно обґрунтована. Руйнування матеріалу відбувається при напруженнях значно менших, ніж граничні напруги при одноразовому статичному навантаженні при наявності змінних напружень. Мають місце ситуації, коли фіксатор не витримує тривалого динамічного навантаження.

Досить ефективним засобом лікування переломів є стабільний остеосинтез пластинами. Створення великого запасу міцності є особливістю методу, яка дозволяє здійснювати ранні рухи, а отже, поєднувати період консолидації та період відновлення функції кінцівки [2].

Накістковий остеосинтез виконують за допомогою конструкцій, таких як дріт, металеві кільця. Даний метод має недостатньо міцну фіксацію і самостійного застосування не знаходить, але може застосовуватись разом з іншими методами.

Конструкція пластин передбачає введення гвинтів в одній площині. Цю проблему успішно усувають конструкції І.М.Пичхадзе, П.І.Білінського, І.М.Рубленіка.

Менш чуттєвими до зміщень є багатоуламкові переломи, оскільки абсолютне зміщення в них розкладається на безліч незначних відносних зміщень між окремими фрагментами. Більш критичною ситуацією є простий перелом. Необхідно використовувати накістковий остеосинтез при простих діафізарних переломах, та зі створенням анатомічної репозиції та міжфрагментної компресії [3].

В розвинутих країнах травми є причиною смерті та інвалідності третьою по частоті. Біля 10% населення отримують переломи кісток щорічно, незрощення виникають у 0,5-16% цих хворих. Виходячи з сучасної вітчизняної, а також зарубіжної літератури можна зробити висновок, що відсутній який-небудь універсальний метод лікування.

Отже, на сьогоднішній день є багато засобів остеосинтезу, але всі вони мають деякі недоліки. Враховуючи ці обставини, доцільно продовжити роботу з дослідження та удосконалення систем остеосинтезу.

1.1 Типи переломів за класифікацією AO/ASIF [4]

Універсальна класифікація переломів включає визначення типу, групи і підгрупи перелому кожного сегмента кістки з деталізацією пошкодження. На Рис. 1.1 представлено поділ переломів на три типи і 27 підгруп.

Прописними буквами позначаються три типи переломів будь-якого сегмента кістки: А, В і С. Кожен тип ділиться на три групи і позначається буквами з цифрами (А1, А2, А3, В1, В2, В3, С1, С2, С3). Пошкодження групи А1 є найпростішими з найкращим прогнозом, а С3 - найбільш важкими переломами з поганим прогнозом. Після визначення типу і групи перелому приступаємо до визначення підгрупи і деталізації. Анатомічну локалізацію позначають двома цифрами (перша - для кістки, друга - для її сегмента).

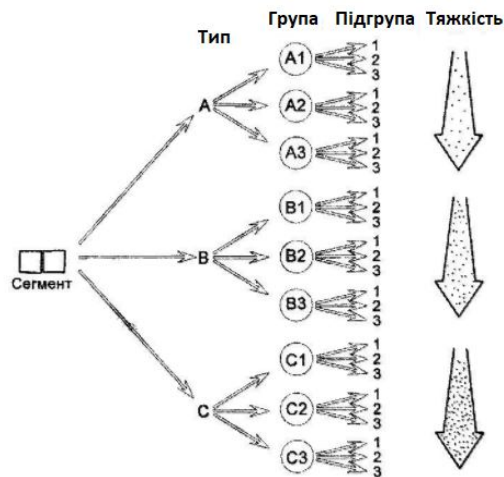


Рис. 1.1. Ієрархічний поділ переломів

1.2 Типи та функції систем ОС

На сьогоднішній день в травматології способи остеосинтезу класифікуються за способом фіксації та часом застосування остеосинтезу.

За способом фіксації:

1. Внутрішній :

- внутрішньокістковий (інтрамедулярний);
- накістковий;
- із застосуванням інших фіксаторів (гвинти, спиці);
- комбінований —застосування декількох варіантів фіксації.

2. Зовнішній остеосинтез (спиці, стрижні).

За часом застосування:

1. Первинний остеосинтез.

2. Відстрочений остеосинтез.

Фіксатори, що з'єднують відламки кісток, встановлюються в ділянці перелому при зовнішньому остеосинтезі.

Первинний остеосинтез, виконується в першу добу після травми, як основний метод лікування. Відстрочений остеосинтез виконується коли після тяжкої травми стан хворого нормалізується, тобто через дві й більше доби.

Стабільно-функціональний остеосинтез — це вид лікування переломів костей, що припускає жорстку фіксацію кісткових фрагментів. Принципи стабільно-функціонального остеосинтезу:

- анатомічна репозиція кісткових фрагментів,
- стабільна фіксація кісткових відламків,

За способом розташування засобів фіксації відламків:

1. Зовнішній черезкістковий компресійно-дистракційний остеосинтез (ЧКДО) [5] Черезкістковий компресійно-дистракційний зовнішній остеосинтез виконується за допомогою різних компресійно-дистракційних апаратів (Ілізарова, Волкова - Оганесяна, Гудушаурі), що дають можливість фіксувати фрагменти, не оголюючи зону перелому. В якості фіксаторів використовуються металеві спиці або цвяхи, проведені через фрагменти кісток.

2. Занурюючий остеосинтез [6] це введення фіксаторів безпосередньо в кісткові фрагменти в зоні перелому. Метод дає можливість ходити з повним навантаженням на нижню кінцівку, без зміщення відламків. Фіксатори використовуються у вигляді металевих спиць або цвяхів, розташованих через відламки кісток перпендикулярно до їх осі. Даний метод залежно від розташування фіксатора по відношенню до кістки буває внутрішньокістковий (інтрамедулярних), накістковий і черезкістковий. При внутрішньокістковому остеосинтезі використовують стрижні (гвинти, штифти), для накісткового - пластинки з гвинтами, шурупами, для черезкісткового - гвинти, спиці. Можливе поєднання різних видів остеосинтезу.

3. Внутрішньокістковий остеосинтез [7] Розрізняють відкритий і закритий внутрішньокістковий остеосинтез. При закритому зіставленні уламків за допомогою спеціальних апаратів через невеликий розріз віддалено від місця перелому по провіднику через кістково-мозковий канал уводять довгий порожній металевий стрижень. Провідник видаляють і рану зашивають. При відкритому внутрішньокістковому остеосинтезі ділянку

перелому оголюють, уламки репонують в операційній рані, а потім уводять стрижень у кістково-мозковий канал. Перевага полягає в тому, що для цього методу не потрібна спеціальна апаратура для репозиції уламків, технічно простіше їх зіставити. Недоліком є необхідність оголювати ділянку перелому, що збільшує травматизацію м'яких тканин і несе небезпеку інфікування.

4. **Накістковий остеосинтез [8]** Остеосинтез проводять за допомогою різних фіксаторів-пластин, які з'єднуються з кісткою за допомогою шурупів і гвинтів. Накістковий остеосинтез застосовують при поперечних, косих, косопоперечних, багатовідламкових переломах плечової, великогомілкової, стегнової кісток, кісток передпліччя; короткі пластини показані при переломах дрібних трубчастих кісток. Для фіксації навколосуглобових та внутрішньосуглобових переломів передбачені пластини різної форми.

5. **Черезкістковий остеосинтез [9]** Для забезпечення постійної нерухомості на стику кісткових відламків необхідно при накладенні апарату створювати великий запас стійкості.

Випускаються кортикальні, спонгіозні, малеоларні, малі кортикальні і спонгіозні і різні види міні-гвинтів (Рис. 1.2).



Рис. 1.2. Види гвинтів

1.3 Допустимі навантаження та деформації в системах остеосинтезу

На сьогоднішній день біомеханіка є актуальною проблемою ортопедії та травматології. Критерієм здатності фіксатора опиратися зовнішнім навантаженням при стабільно-функціональному остеосинтезі є жорсткість

фіксації систем остеосинтезу. Надмірна рухомість в місці дотику частин перелому сповільнює процес формування кісткового зрощення.

Результати досліджень показали, що точки перелому мають багатовекторну траєкторію переміщень у просторі. Кутова деформація супроводжується лінійними переміщеннями відламків. Відповідно до результатів, у перші дві доби – це фібрин-кров'яний згусток, який утворився в між-відламковій та навколовідламковій зонах. З 8-10-ї доби фібрин починає заміщуватись колагеном. Як вказують науковці, величини зміщень відламків за відносної стабільності становлять 2-10% від вихідної відстані між ними. Для відновлення опірної здатності кінцівки, конструкція повинна забезпечити стабільність фіксації при навантаженні під час стояння та ходьби. Отже, переміщення в області перелому на більше ніж на 1 мм та кутове переміщення відламків з амплітудою більше 3° - вважається несприятливим критичним для формування первинного зрощення [10].

Виходячи з того, що сила $F=mg$ (m - маса тіла, g – прискорення вільного падіння, що становить $9,81 \text{ м/с}^2$), то для людини з середньою масою тіла (70 кг) сила осьового навантаження під час опори на одну кінцівку становить : $F=70 \text{ кг} \cdot 9,81 \text{ м/с}^2=687 \text{ Н}$.

Відомо, що навантаження на одну кінцівку під час ходьби становить 120-130% від маси тіла [11]. Для людини з середньою масою тіла навантаження на одну кінцівку під час ходьби становить: $F=70 \text{ кг} \cdot 9,81 \text{ м/с}^2 \cdot 1,3=892 \text{ Н}$.

1.4 Переваги та недоліки систем ОС за клінічними показниками

Використання апаратів зовнішньої фіксації залежить від завдань. Якщо необхідно забезпечити тимчасову фіксацію на період до виконання внутрішнього остеосинтезу, перевагу мають прості конструкції. Якщо апарат призначений для застосування як основний метод, то необхідно обирати ті,

які забезпечують високий рівень стабільності остеосинтезу. Конструкція апарату зовнішньої фіксації має відповідати вимогам:

1. забезпечення стабільно-функціонального;
2. можливість раннього навантаження на кінцівку;
3. збереження мобільності пацієнта та можливості самообслуговування.

Для виконання вимог мають бути реалізовані такі моменти:

— передбачати мінімальну кількість елементів зв'язку апарата з кісткою поблизу суглобів;

— міцність зв'язку апарата з кісткою, нестабільність апарата погіршує умови для розвитку регенерації ушкодженої кістки;

— керування відламками під час фіксації.

При виборі типу апарата та його компоновки необхідно враховувати переваги й недоліки окремих конструкцій.

1.5 Експериментальні методи та результати

Застосування електронної цифрової техніки

Вимірювання зміщень точок об'єктів, що досліджуються, за допомогою механічного вимірювального інструменту є одним з базових методів. Він дозволяє проводити вимірювання переміщення тільки однієї точки системи, або потребує використання декількох приладів для одночасного вимірювання показів у різних точках, що є технічно складно.

Останнім часом нами застосовується спосіб реєстрації переміщень точок біологічних препаратів, включаючи реперні (опорні) точки, за допомогою цифрової фото- та відеозйомки. Метод вимірювання зміщень уламків кісток за допомогою цифрового фотографування забезпечує одночасне вимірювання зміщень біомеханічної системи «відламки кістки – фіксатор» у різних реперних точках.

Вид, способи закріплення та місце розташування реперних елементів обговорені у попередньому розділі. При фотографуванні об'єкту необхідно,

щоб реперний елемент на зображенні був контрастний по відношенню до решти зображення.

Опис методу. Вимірювання здійснювали таким чином: на предметний стіл випробувальної машини встановлювали дослідний зразок з попередньо розміщеними на ньому реперними точками та надійно фіксували його за допомогою знімних струбцин. Як реперні точки використовували бумажний квадратик, на якому лезом був нанесений хрестик, а для того, щоб виділити його, на квадратик нанесли пил графіту, який зафіксувався в просторі хрестика. Реперні точки були розміщені максимально близько до перелому з двох перпендикулярних одна до одної сторін.

На кістку був нанесений контрастний бумажний еталон, розміром 20мм, для визначення масштабу при обробці результатів

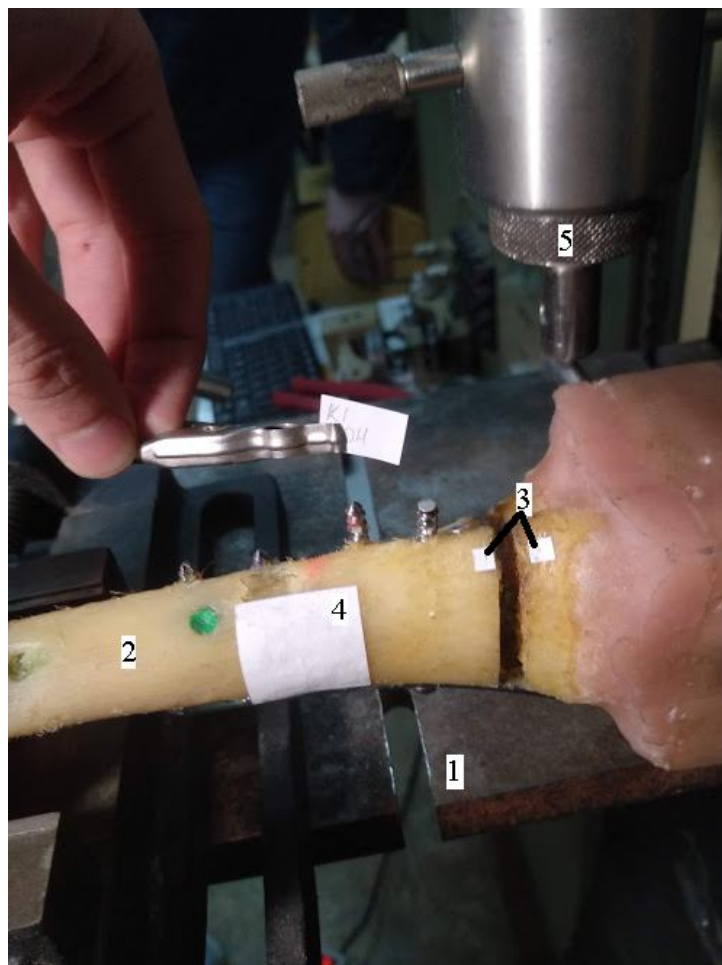


Рис. 1.3. Розміщення об'єктів на робочому столі випробувальної машини: 1 – робочий стіл випробувальної машини; 2 – дослідний зразок; 3 – реперні елементи; 4 – еталон; 5 – стрижень динамометра

Суть методу пояснюється за допомогою Рис. 1.3, на якому зображено загальний вид системи для вимірювання зміщень уламків кісток за допомогою цифрового фотографування. Блок-схема послідовності дій при випробуваннях зображена на Рис. 1.4.

На робочому столі випробувальної машини 1 (Рис. 1.3) розміщений та зафіксований до нього дослідний зразок 2 (Рис. 1.3) з попередньо розміщеними на ньому реперними елементами 3 (Рис. 1.3). Еталон 4 (Рис. 1.3) приклеєний на зразок так, щоб його було чітко видно на фотографіях. Нижче наведено декілька прикладів вимірювання та розрахунку переміщень в різних біомеханічних системах методом цифрового фотографування.

Фото робили пристроєм для фотографування, що був розташований паралельно дослідному зразку так, щоб усі реперні точки знаходилися в фокусі об'єктива та були центровані.

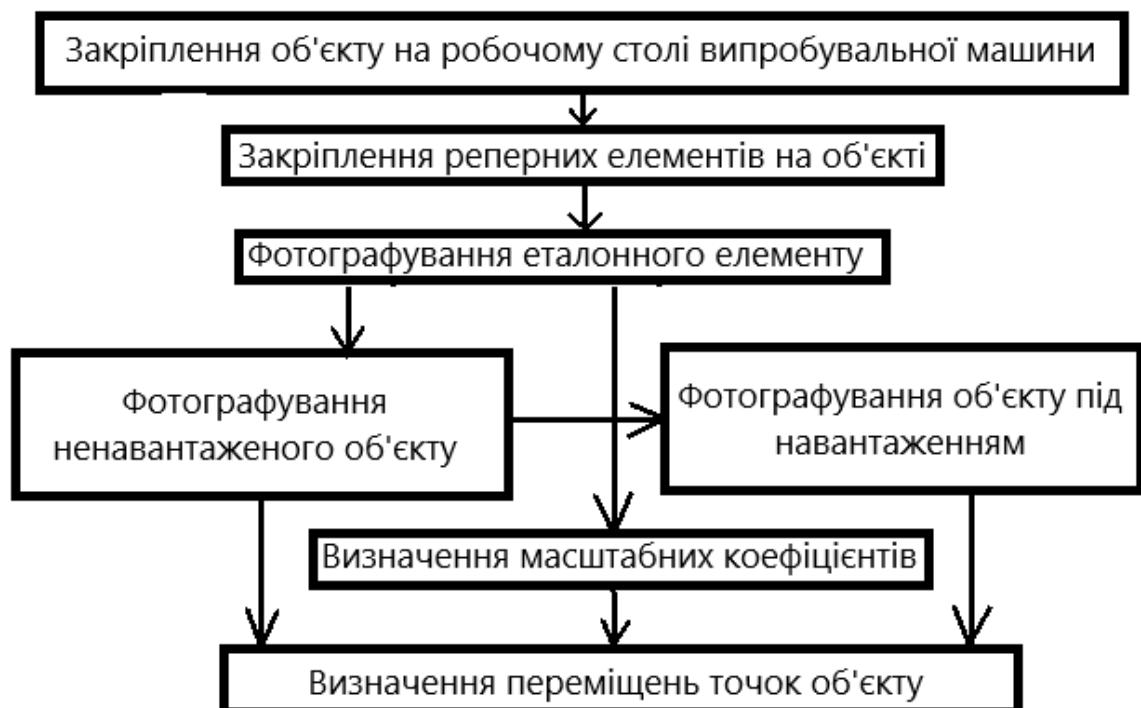


Рис. 1.4. Блок-схема визначення переміщень

Перед початком випробування проводили фотографування ненавантаженого зразка, що в подальшому використовували як базове зображення для вимірювання деформацій (зміщень відламків), що виникають при навантаженні.

В процесі випробування дослідний зразок, включаючи реперні точки, фотографували при різних величинах навантаження. Зображення у цифровому вигляді поміщали у комп'ютер.

Використовуючи стандартну систему управління цифровим зображенням, реперні точки поєднували з границями керуючої рамки і визначали висоту і ширину цієї рамки. Знаючи масштабний коефіцієнт можна визначити взаємне переміщення реперних точок в міліметрах. Масштаб визначали за допомогою еталону.

Розрахунок зміщень. Визначення зміни відстані між реперними точками виконували в такій послідовності:

1. За допомогою стандартної програми управління цифровим зображенням ACD See визначали масштабний коефіцієнт з використанням еталона 20мм. Для цього виміряли еталон 20мм на фото у пікселях та визначали масштабний коефіцієнт у міліметрах на піксель:

$$M_h = h / n ,$$

де M_h - масштабний коефіцієнт, мм / піксель;

h - висота еталона, мм;

n - кількість пікселей, що відповідає висоті еталона.

2. Зображення реперних точок суміщали з границями рамки, що управляє зображенням, та реєстрували висоту і ширину цієї рамки в пікселях.

3. При різних навантаженнях вимірювали взаємні зміщення реперних точок в пікселях та за допомогою масштабного коефіцієнта переводили значення зміщень в міліметри. Розрахунки проводили за формулою

$$\Delta = \Delta^* \times M ,$$

де Δ^* - зміщення реперних точок у пікселях.

За результатами вимірювань переміщень окремих точок препарату розраховували величини їх взаємних переміщень. Ці величини визначали звичайним складанням векторів переміщень у просторі.

Приклади вимірювання.

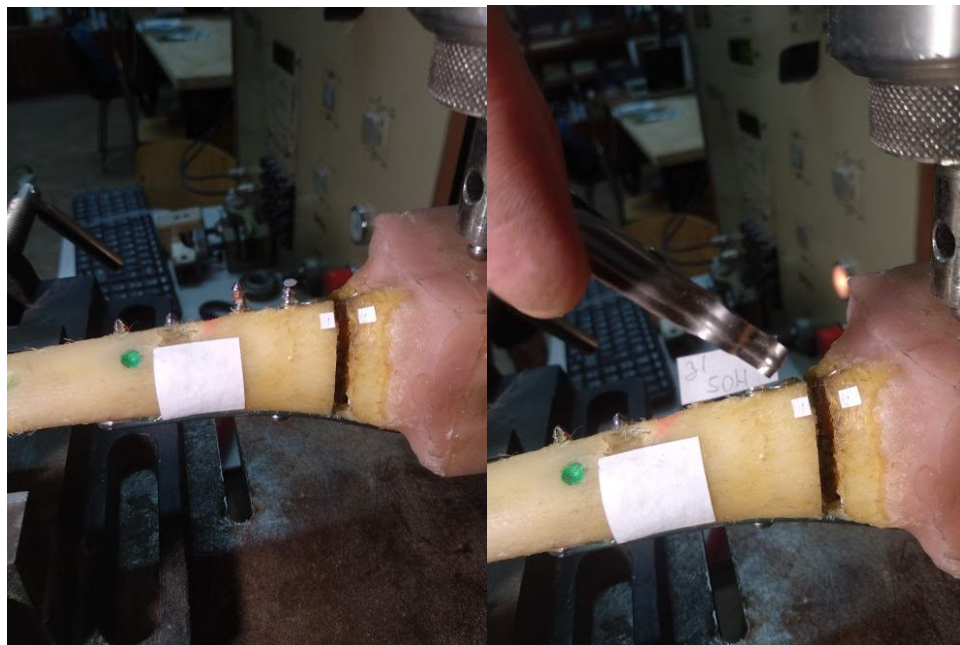


Рис. 1.5 Вимірювання переміщень уламків кістки за допомогою цифрової фотокамери.



Рис. 1.6 Схема вимірювання переміщень точок системи «кістка - апарат зовнішньої фіксації» методом цифрового фотографування: препарат на робочому столі випробувальної машини.

1. На Рис. 1.5 проілюстровано визначення взаємного зміщення відламків малогомілкової кістки (ВГК) при згині. На цьому рисунку на лівому зображенні показана ненавантажена ВГК, на правому фото – та ж кістка при згинальному навантаженні 50 Н.

2. Рис. 1.6 ілюструє визначення переміщень точок великогомілкової кістки при крученні.

1.6 Опис установки та її функцій [12]

Експерименти по дослідженню деформаційних властивостей систем ОС виконували з використанням універсальних випробувальних машин серії TIRAtest (виробництво Німеччини). Як показала багаторічна практика досліджень в галузі біомеханіки систем ОС, випробувальні машини цієї серії задовольняють практично всі вимоги. Навантажувальна та вимірювальна системи машин дозволяють записувати діаграми деформування при розтягу, стиску, та згині, виконувати циклічне деформування зразків, реєструвати процеси релаксації та повзучості, проводити вимірювання твердості кісткової тканини, здійснювати різні програми навантаження та деформування. Одна з суттєвих переваг зазначених випробувальних машин — можливість монтажу різних об'єктів (натурних біомеханічних систем, елементів кріплення, механічних та оптичних індикаторів переміщення, фото- та вебкамер) на знімних платформах, зв'язаних безпосередньо з рухомою траверсою машини. Широкий діапазон швидкостей деформування дозволяє проводити випробування препаратів в режимах, що відповідають реальним умовам деформування біологічних об'єктів.

Функції установки для дослідження систем ОС Загальна блок-схема установки представлена на Рис.1.8.

Для роботи використовували динамометри та навантажувальну систему випробувальної машини TIRA-test 2151. Установка дозволяє випробовувати препарати при одноразових та циклічних навантаженнях шляхом стискування, згину та кручення. При випробуваннях на стиск препарати розміщували вертикально з опорою нижньої частини кістки на робочий стіл випробувальної машини. При випробуваннях на згин та на кручення препарати розміщували горизонтально при жорсткому закріпленні кістки одним з вищеописаних способів.



Рис.1.7. Універсальна випробувальна машина TIRAtest 2151

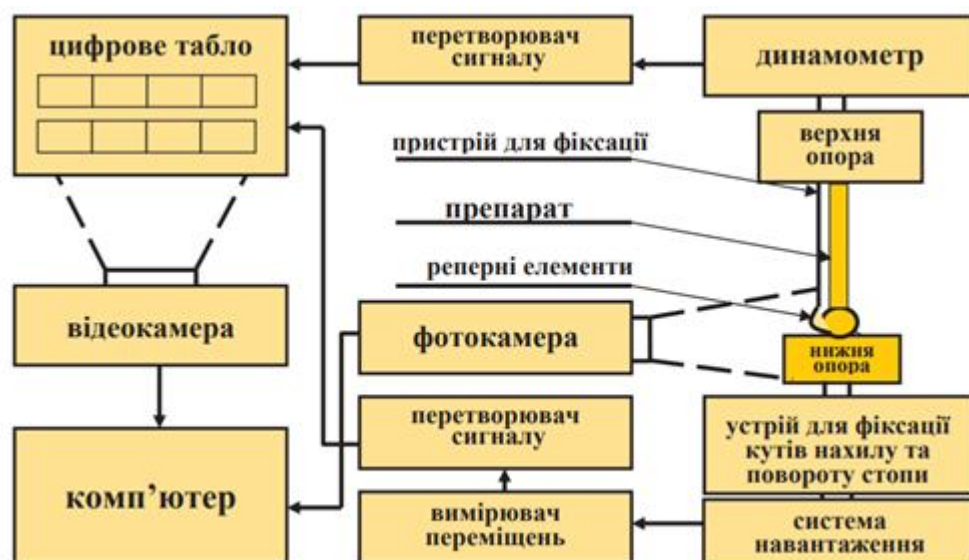


Рис. 1.8. Блок-схема для дослідження біомеханічних характеристик систем остеосинтезу кінцівок

Випробування на кручення здійснювали прикладанням моменту кручення до епіфізу кістки. При цьому використовували важелі довжиною 100–120 мм у вигляді сталевого стержня, що був вставлений у просвердлений у кістці отвір. Більш детально способи навантаження та розміри елементів, що при цьому були застосовані, описано у відповідних розділах.

1.7 Репаративна регенерація [13-14]

Репаративна, або відновна регенерація – це відновлення клітин і тканин на місці загиблених внаслідок різних патологічних процесів. Її розрізняють за факторами, що викликали пошкодження, за обсягами пошкодження, а також за способами відновлення. Факторами ушкодження, наприклад, можуть бути механічна травма, оперативне втручання, дія отруйних речовин, опіки, обмороження, променевий вплив, голодування та інші хвороботворні агенти. Найбільш широко вивчена репаративна регенерація після механічної травми.

Репаративна регенерація може бути повною і неповною. Повна регенерація, або реституція, характеризується відшкодуванням дефекту тканиною, яка ідентична мертвій. Вона розвивається переважно в тканинах,

де переважає клітинна регенерація. При неповної регенерації, або субституції, дефект заміщується сполучною тканиною, рубцем. Субституція характерна для органів і тканин, в яких переважає внутрішньоклітинна форма регенерації, або вона поєднується з клітинною регенерацією. Функція органу відшкодовується в таких випадках шляхом гіпертрофії або гіперплазії навколишніх ушкоджених клітин.

Стадії репаративного остеогенезу.

В основі будь-яких пристосувальних змін опорно-рухового апарату до мінливих умов зовнішнього середовища і відновлення анатомічної цілісності і функції кісткового органу після травм і захворювань кісток і суглобів лежать процеси проліферації і диференціювання клітин.

Процес репаративної регенерації кісткової тканини проходить кілька послідовних стадій, на яких переважають ті чи інші біологічні процеси.

Фаза ранніх посттравматичних змін. У момент перелому відбуваються прямі або непрямі пошкодження тканин. Розриваються кровоносні судини, що йдуть через лінію перелому. Чим далі зміщуються уламки, тим більше пошкоджених судин, більше крові виливається в зону між уламків, що сприяє формуванню гематоми. Порушення кровообігу по обидва боки від лінії перелому призводить до загибелі остеоцитів в складі остеонів. Про це говорять порожні остеоцитарні лакуни, які можна виявити на кордоні з живою кісткою через дві доби після травми.

Фаза регенерації. До кінця другої доби клітини, що представляють собою розосереджений камбій кісткової тканини (стовбурові стромальні клітини строми кісткового мозку, остеогенні клітини періоста, остеонів, ендоста), починають активну проліферацію.

У процесі розмноження камбіальних клітин окістя істотно потовщується його внутрішній шар, поступово формується періостальна частина кісткового регенерату. На сьому добу в області перелому навколо кісткових уламків утворюється чітка манжетка. Біологічний сенс її формування полягає в стабілізації перелому. Наряду с пролиферацией клеток періоста

спостерігається проростання кровеносних судів капілярів в регенерат, але цей процес суттєво відстає від стрімкого наростання кісткової маси. В умовах недостатньої оксигенації клітини центральних ділянок регенерату диференціюються на гіалінову або волокнисту хрящову тканину.

В процесі репаративного остеогенезу на швидкість і ступінь диференціювання остеогенних клітин впливає цілий ряд внутрішніх і зовнішніх факторів.

Остеогенні клітини, розташовані ближче до кровоносної сітки періоста, в умовах оптимального кисневого забезпечення повинні диференціюватися в остеобласти. Останні формують балки ретикулофіброзної кісткової тканини.

У міру вrostання кровоносних судин всередину кісткового регенерату поліпшується кровопостачання його глибоких частин. Балки кісткової тканини врастають все глибше, а хрящові ділянки, що межують з ними, стають вапнянистими і гинуть.

Їх місце займає новостворена кісткова тканина. В результаті відбувається так званий регенераційний енхондральний остеогістогенез. Згодом сектори, які зайняті хрящовою тканиною, звужуються до повного зникнення.

Періостальна частина кісткового регенерату складається з ретикулофіброзної кісткової тканини. Клітини ендоста теж піддаються проліферації, однак швидкість і виразність цього процесу в кістково-мозковому каналі нижче.

Поступово два кісткових уламки міцно зв'язуються балками новоствореної кісткової тканини. Кістковий регенерат зміцнюється з боку уламків. З периваскулярних клітин зруйнованих остеонів тут беруть початок остеобласти, які активно утворюють трабекули грубоволокнистої кісткової тканини.



Рис. 1.9. Фаза відновлення цілості кістки.

Через 25-30 діб кістковий регенерат виглядає гетероморфним, в ньому спостерігаються хаотично спрямовані ділянки грубоволокнистої кісткової тканини, хрящової гіалінової і сполучної волокнистої тканини.

Великі ділянки гіалінової хрящової тканини є фундаментом для енхондрального розвитку кістки. Паралельно з утворенням кісткової тканини спостерігається резорбція ділянок. Колагенові волокна, які не входять до кісткової трабекули, з часом стають тоншими і повністю зникають.

Первинна ретикулофіброзна тканина піддається перебудові з наступною заміною на пластинчасту кісткову тканину, де організація органічного та неорганічного компонента наближає міцність кістки до максимальних значень.

В цей термін відзначається зникнення проліферуючих клітин періоста і закінчення процесів остеогенезу в ендостальних ділянках.

Фаза функціональної адаптації. Для закінчення зрощення потрібно, аби в пошкодженій ділянці кістки була повністю відновлена первісна органоспецифічна структура. Процес ремоделювання кісткового регенерату може тривати протягом 1 року і більше.

У цій фазі зменшуюється вираженість периостального регенерату, губчаста кістка заміщається на компактну кістку, відновлюються сполучення остеонів проксимального і дистального уламків, ендостальна частина регенерату розсмоктується і остаточно відновлюється прохідність кістковомозкового каналу.

За даними академіка Н.В. Дідух, процес репаративного остеогенезу включає п'ять основних стадій, які поступально переходять одна в іншу:

Запалення. Залежно від характеру перелому, спочатку розвиваються різного ступеня вираженості деструктивні порушення: некроз клітин і тканин як початкова, пускова стадія запалення. Запальний процес виступає як індуктор, що запускає каскад локальних і системних механізмів, спрямованих на загоєння перелому.

Травматичне ушкодження кістки призводить до крововиливу з кровоносних судин, яке супроводжується активацією коагуляційного каскаду і утворенням кров'яного згустку між кісткових уламків. Гематома є джерелом гемопоетичних клітин і тромбоцитів, останні сприяють стабілізації гематоми і виділяють фактори росту.

Диференціація кісткових клітин (Рис. 1.10)



Рис. 1.10. Диференціювання кліток кістки.

Стадія диференціювання клітин і формування тканеспецифічної структури в області травмованої кістки є ключовою для успішного перебігу репаративного остеогенезу.

На цій стадії тривають процеси диференціювання клітин і утворення тканин, що заповнюють ділянку перелому. Тут велике значення мають фактори росту, які синтезуються хондроцитами, фібробластами і остеобластами, що виступають як індуктори формування міжклітинних взаємовідносин.

Процес диференціювання. На цій стадії регенерації кісткової тканини клітини активно синтезують протеоглікани і колаген різних типів, які в сукупності утворюють міжклітинний речовину.

Реорганізація і мінералізація тканинних структур. В осередках грануляційної тканини формується остеοїд. Хондроїд замінюється кістковою тканиною. Мінералізація завершується утворенням кісткового регенерату, що візуалізується на рентгенограмі завдяки солям кальцію.

Ремоделювання кісткової тканини. На наступній стадії репаративного остеогенезу відбувається повне відновлення і активація судинного русла, резорбція надлишкового периостального і ендостального регенерату, що заповнює кісномозговий канал. Ремоделювання дозволяє змінити обсяг, форму і щільність кістки, максимально відповідаючи прикладеному навантаженню, підтримуючи, коригуючи і оновлюючи мікроархітектуру тканини.

Завершення остеогенезу. На завершенні відбувається справжній остеогенез і формування повноцінної кісткової тканини, ідентичної інтактній кістці, з відновленням гістоархітектури і функціональності.

Кормак, Хем і Дюмонт в 1975 році запропонували просту і зручну модель, що виділяє три стадії процесу загоєння перелому: запалення, відновлення і ремоделювання.

Професор Володимир Іванович Стецула виділяв 5 стадій зрощення кісткових уламків, відповідно до своєї теорії про капілярно-тканину систему як функціональну одиницю:

- циркуляторні порушення;
- виникнення і прогресування репаративної реакції;
- формування зрощення міжкісткових уламків;
- завершення процесу кісткового зрощення;
- органотипічна перебудова кісткової мозолі.

Дана схема широко застосовується при вивченні репаративного остеогенезу.

РОДІЛ 2. ОБ'ЄКТИ ТА МЕТОДИ ВИПРОБУВАНЬ

2.1 Анатомічний об'єкт

В якості зразка для випробувань була обрана великогомілкова кістка. Великоомілкова кістка - велика, розташована медіально кістка гомілки (Рис. 2.1), друга за розмірами кістка в тілі людини (після стегнової), найбільш товста частина гомілки.



Рис. 2.1. Розташування гомілки в тілі людини.

Її верхній епіфіз зчленовується із стегною кісткою, утворюючи колінний суглоб, нижній - з таранною кісткою передплесни. Великоомілкова кістка з'єднується з малоомілковою міжгомілковим суглобом, міжкісною перетинкою гомілки і міжгомілкового синдесмозу(Рис. 2.2). Нижній епіфіз великогомілкової кістки переходить в медіальну щиколотку (*malleolus medialis*); суглобові поверхні медіальної кісточки і нижнього епіфіза великогомілкової кістки сполучаються з таранною кісткою [15].

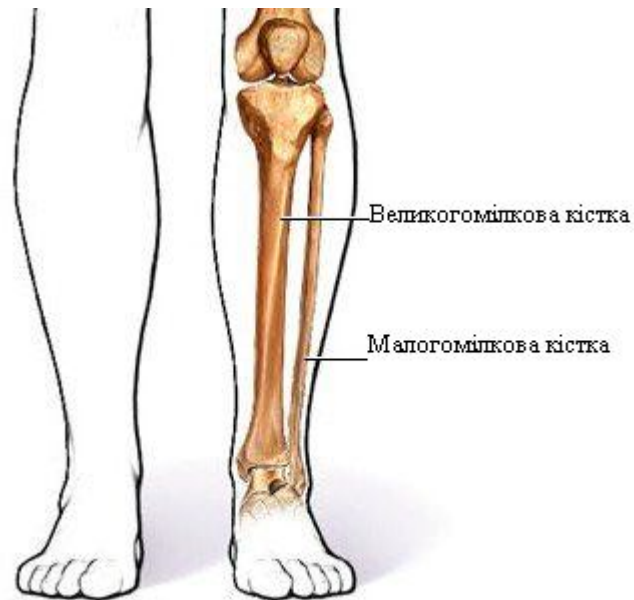


Рис. 2.2. З'єднання великогомілкової кістки з іншими кістками кінцівки.

Великогомілкова кістка (tibia) займає медіальне положення в гоміліці. Тригранне тіло кістки розширено на проксимальному кінці, де утворюються два виростки - латеральний і медіальний, розділені міжміщелковим піднесенням. Збоку та ззаду на латеральному виросту розташовується суглобова поверхня - місце зчленування з голівкою малогомілкової кістки переходить вгору в бугристість (Рис. 2.3). Дистальний розширений кінець кістки зсередини витягнутий в медіальну щиколотку з увігнутою суглобовою поверхнею, зчленовується з таранною кісткою стопи. На латеральній стороні дистального кінця знаходиться вирізка, пов'язана синдесмозом (а іноді суглобом) з малогомілковою кісткою [16].

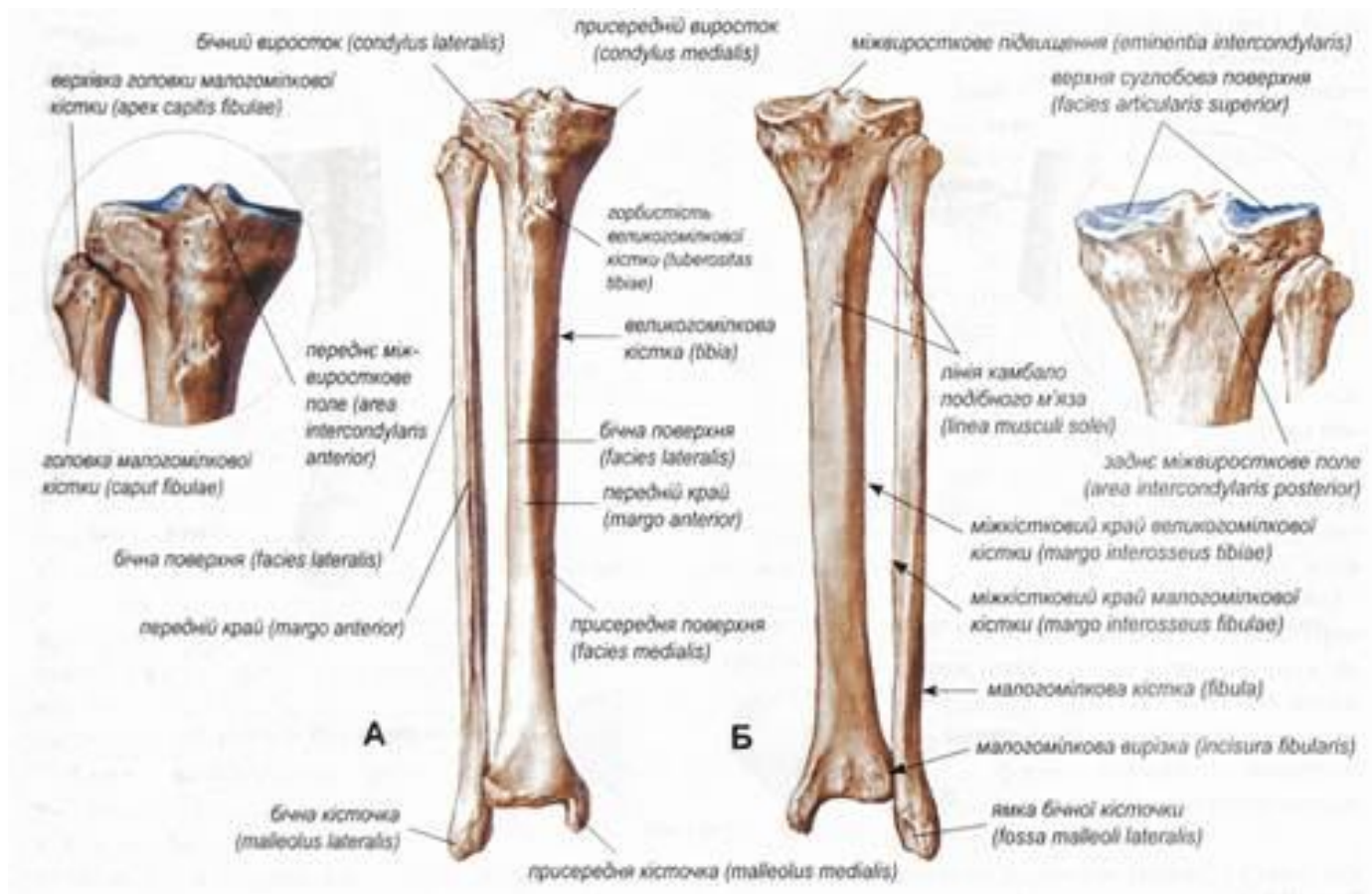


Рис. 2.3. Детальна будова гомілки.

Великогомілкова кістка (os tibia) є основним носійним елементом зейгоподію тазової кінцівки. На гомілку діють такі механічні чинники, як маса тіла і дія м'язів – з одного боку, та реакція опору субстрату – з іншого. Завдяки цьому вона завжди навантажується на стискання. Одночасно гомілка може зазнавати і навантаження іншого характеру, а саме на кручення та згинання. На характер навантажень на великогомілкову кістку впливає і взаємна рухомість скелетних елементів кінцівки. Форма і структура кістки пов'язана з її стійкістю до механічних навантажень [17].

2.2 Засіб фіксації, що досліджувався

Для фіксації перелому використовувалася медіальна блокована пряма пластина (Рис. 2.4 - 2.6) має такі геометричні дані: довжина $L = 91$ мм, висота $H = 3$ мм, ширина $b = 19$, пластина має 10 гвинтів, відстані від перелому до

найдалі розташованих гвинтів з проксимального боку $p = 65$ мм та з дистального боку $d = 20$ мм.



Рис. 2.4. Медіальна блокована пряма пластина (зовнішня частина).



Рис. 2.5. Медіальна блокована пряма пластина (внутрішня частина).



Рис. 2.6. Медіальна блокована пряма пластина (вид збоку).



Рис. 2.7. Кортикальні (а-в) та спонгіозні (г-е) гвинти.

Для закріплення пластини на кістці були використані гвинти:

кортикальні 2.7 (Рис. 2.7, а-в) – 3 штуки , спонгіозні 3.5 (Рис. 2.7, г-д) – 6 штук, та спонгіозний 4.5 (Рис. 2.7, е) – 1 штука.

Розташування гвинтів на пластині зображено на Рис. 2.8.

Медіальна блокована пряма пластина має 16 отворів та слугує для остеосинтезу при переломах великогомілкової кістки. За допомогою отворів та гвинтів в отворах пластина кріпиться на кістці (Рис. 2.9). Кількість гвинтів, що використовуються для закріплення пластини на кістці залежить від розміру діастазу, характеру перелому та визначається лікарями.



Рис. 2.9. Розташування пластини на великогомілковій кістці.

2.3 Обладнання та способи навантаження зразка

Експерименти виконували з використанням універсальної випробувальної машини TIRAtest-2151 (Німеччина) (Рис. 2.10). Зазначену

випробувальну машину використовують для визначення механічних властивостей металів, пластмас, волокон, композиційних матеріалів тощо.



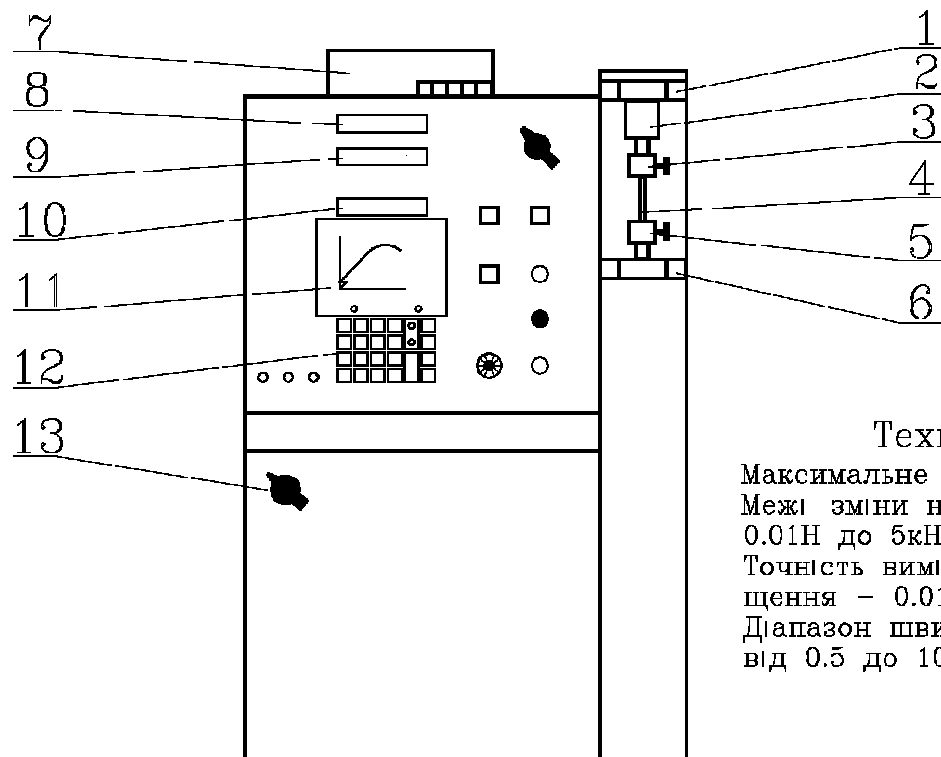
Рис. 2.10. Випробувальна машина TIRAtest 2151, вид спереду.

Випробувальні машини цього типу дозволяють записувати діаграми деформування при розтягу, стиску, та згині, виконувати циклічне деформування зразків, реєструвати процеси релаксації та повзучості, здійснювати різні програми навантаження та деформування [18].

На Рис. 2.11 зображено загальну схему випробувальної машини, що складається з таких основних частин:

- 1—нерухома траверса;
- 2—динамометр;
- 3—нерухомий затискувач;
- 4—зразок;
- 5—рухомий затискувач;

- 6—рухома траверса;
- 7—пристрій для друкування ROBOTRON K6313;
- 8—табло індикації сили P , (Н);
- 9—табло індикації деформації ΔL , (мм);
- 10—табло індикації даних вводу та виводу;
- 11—програмний шаблон;
- 12—клавіатура вводу попередніх даних;
- 13—ручка для вмикання та вимикання випробувальної машини.



Технічні дані.

Максимальне навантаження – 5кН.
 Межі зміни навантаження – від 0.01Н до 5кН.
 Точність вимірювання переміщення – 0.01мм.
 Діапазон швидкості траверси – від 0.5 до 1000мм/хв.

Рис. 2.11. Загальна схема випробувальної машини TIRAtest 2151 та її технічні дані.

Панель управління (Рис. 2.12) складається з:

- 14—ручка регулювання швидкості;
- 15,17—клавiші переміщення рухомого затискувача відповідно вниз та вгору;
- 16—клавiша зупинки роботи машини;
- 18—клавiша зниження швидкості переміщення рухомого затискувача у 40 разів (при натиснутій клавiші);
- 19—клавiша підключення екстензометра;

20— клавiша ZERO (тимчасова зупинка роботи машини);

21— ручка переключення режиму роботи.

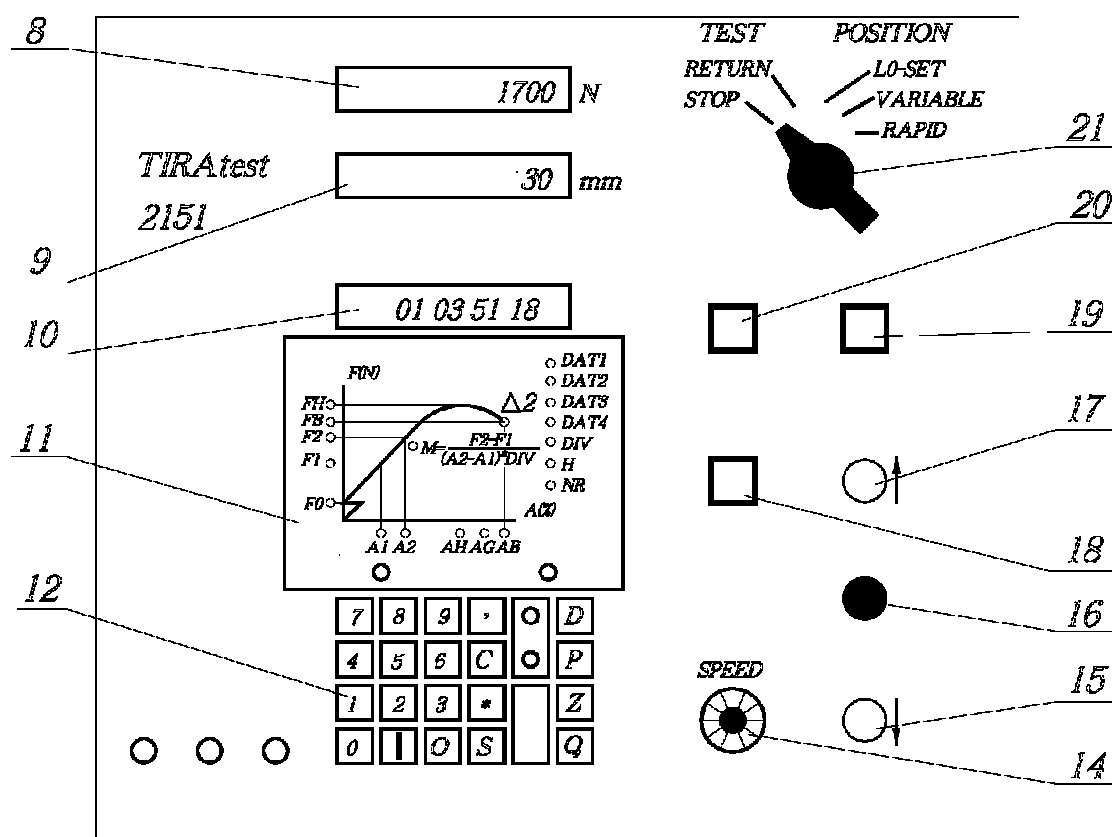


Рис. 2.12. Схема панелі управління випробувальної машини TIRAtest 2151.

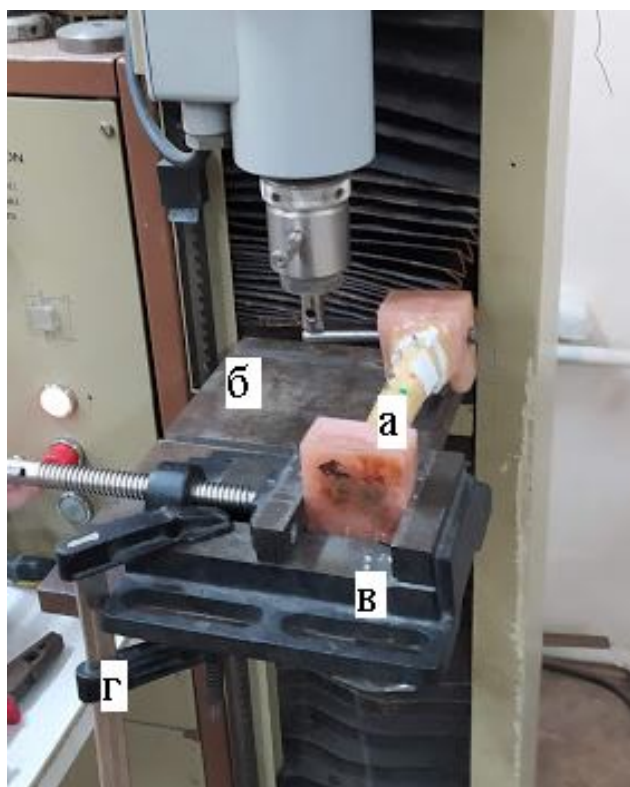


Рис. 2.13. Закріплений струбцинами зразок на випробувальній машині.

Для випробувань зразок (Рис. 2.13, а) розміщали на рухомій траверсі (Рис. 2.13, б), закріпивши його струбцинами (Рис. 2.13, в), при цьому струбцини із зразком закріплювали на рухомій траверсі іншими струбцинами (Рис. 2.13, г).

При випробуваннях на стиск зразок кріпили у струбцинах вертикально, вздовж осі руху траверси (Рис. 2.14). Далі зразок навантажували і динамометром машини вимірювали стискуjące зусилля, а фото-апаратурою — взаємне зміщення реперних точок кістки.

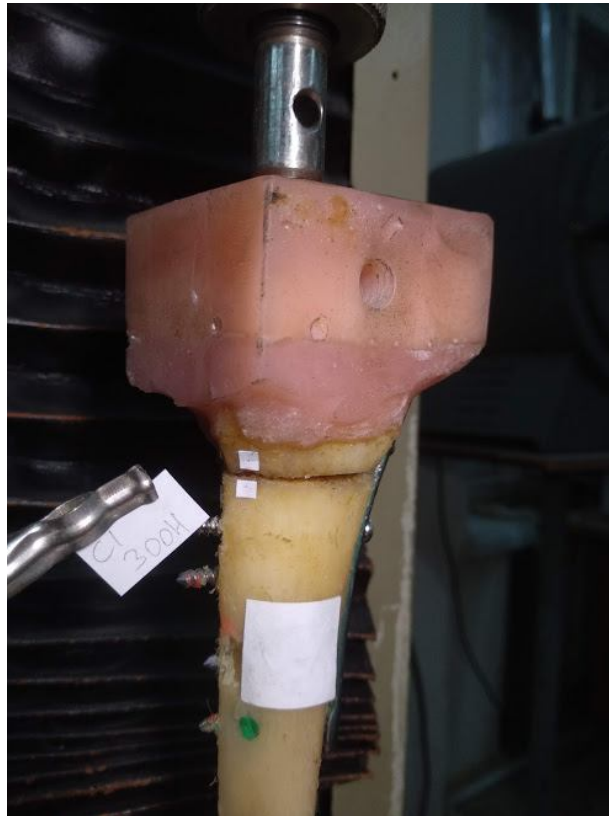


Рис. 2.14. Спосіб закріплення та навантаження при випробуваннях на стиск.

Для випробувань при згинальних навантаженнях зразок консольно закріплювали в тих самих струбцинах, які були встановлені на рухомій траверсі. Траверса переміщалася у вертикальному напрямку вгору і, таким чином, стрижень динамометра випробувальної установки стикався з вільним кінцем

кістки (Рис. 2.15).

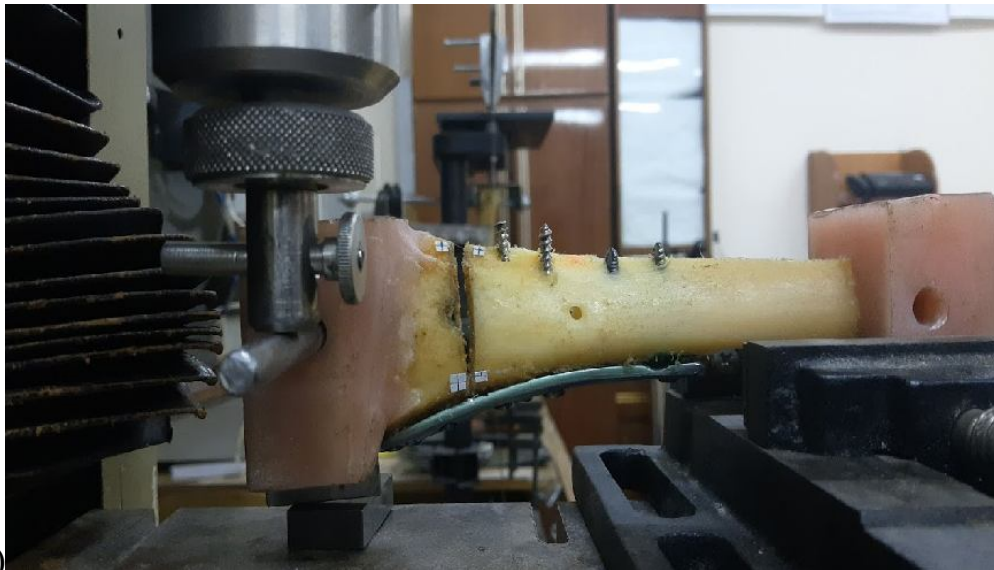


Рис. 2.15. Спосіб закріплення та навантаження при випробуваннях на згин.

При випробуваннях на кручення зразок одним кінцем жорстко закріплювали в стискувачі на рухомій траверсі, до вільного кінця кістки кріпили металевий стержень, перпендикулярно осі кістки. Крутильний момент створювали за допомогою стрижня динамометра, що тиснув на зазначений стержень (Рис. 2.16). Для виключення згинаючих навантажень під вільним кінцем кістки підкладали сталевий стрижень, який спирався на рухому траверсу випробувальної машини.



а)



б)

Рис. 2.15. Спосіб закріплення (а) та навантаження (б) при випробуваннях на кручення.

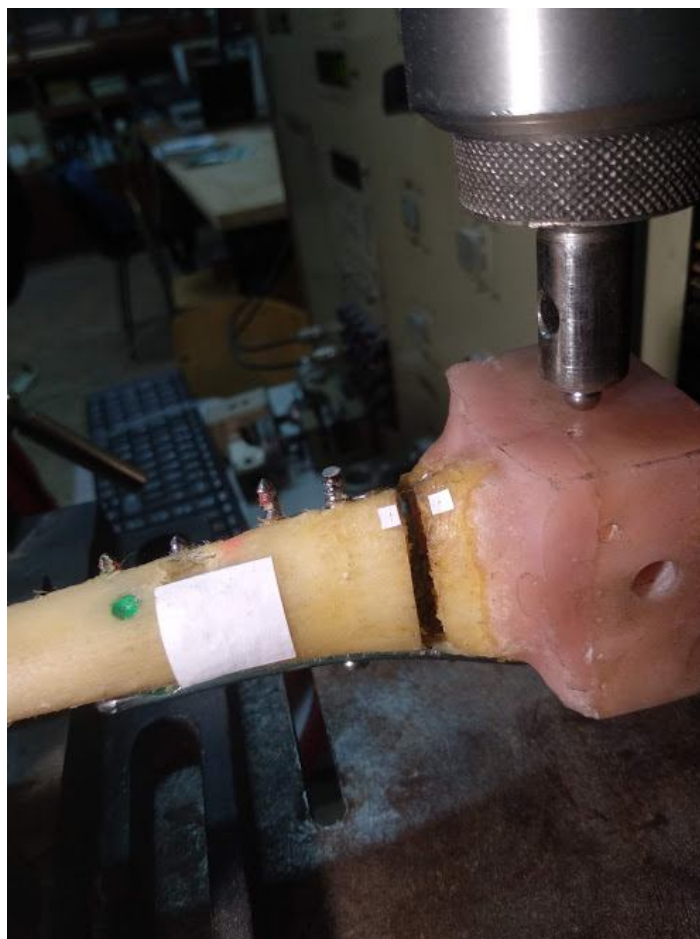


Рис. 2.16. Передача зусилля на голівку зразка за допомогою сталеві кульки.

Швидкість деформування зразка становила 2.5 мм/хв. Передачу зусилля, що діє на зразок при підйомі робочого стола здійснювали за допомогою сталеві кульки діаметром 0.6 см. Кульку встановлювали у виямку на поверхні головки (Рис. 2.16). Виямка розташовувалась вздовж осі пластини. Зусилля передавали через стандартний захват, який кріпиться до верхньої траверси випробувальної машини.

Навантаження вибирали так, щоб переміщення не виходили за межі лінійного діапазону залежності «навантаження – переміщення».

2.4 Метод вимірювання переміщень (цифрова зйомка)

Для вимірювання взаємних переміщень точок перелому використовували метод цифрової фото-зйомки. В якості реперних точок

використали дві - найбільш віддалені від фіксуючої пластини перпендикулярно її площині.

За основу був узятий метод реєстрації взаємних переміщень реперних точок в горизонтальній і вертикальній площині за допомогою цифрової фото-зйомки.

При випробуваннях була проведена фото-фіксація реперних точок ненавантаженого зразку та навантаженого.

На рухомій траверсі випробувальної машини закріплювали зразок з попередньо встановленими на ньому реперними точками. В якості реперних точок використовували квадратні клаптики білого паперу, на поверхні яких загостреним олівцем було нанесено точки, діаметром не більше 0.1 мм. Такі точки дозволяють достатньо точно проводити подальшу комп'ютерну обробку зображень на дисплеї ПК.

Для вимірювання переміщень паралельно площині пластини, розміщали смартфон Xiaomi Redmi Note 8t, що має чотири 48-ми мегапіксельні фото-камери. Всі реперні точки знаходились у фокусі камер.

На кістці розміщали еталонний елемент у вигляді квадратного клаптику паперу розміром 20х20 мм.

Кістку з модельованим переломом та засобом фіксації фотографували і надалі це зображення використовували як контрольний недеформований зразок.

Досліджувану кістку навантажували заздалегідь вибраним способом навантаження, який не приводив до руйнування системи «кістка - засіб фіксації», а лише викликав взаємні переміщення в частин перелому.

Під час навантажування кістки проводили фото-фіксацію при досягненні визначеного навантаження та після розвантаження зразка.

Проводили обробку отриманих зображень. При обробці результатів масштабний коефіцієнт отриманих зображень знаходили за наступним способом: зображення переносили до комп'ютера і за допомогою програми обробки цифрових зображень Paint визначали розмір еталонного елемента в

пікселях(pixel), звідки масштабний коефіцієнт кожного отриманого зображення розраховували за формулою $M = h_e / h_p$, (мм / pixel), де h_e – дійсна висота еталонного елементу в мм; h_p – кількість pixel, що відповідає висоті еталонного елементу. Далі на зображеннях вимірювали відстані між реперними елементами. Кінці відрізків-векторів на екрані дисплея комп'ютера суміщали з відповідними реперними елементами та визначали проекції цих векторів на вертикальну та горизонтальну осі в pixel (Рис. 2.17). Після цього за допомогою масштабного коефіцієнту перераховували величини відстаней в реальних одиницях довжини (у міліметрах).

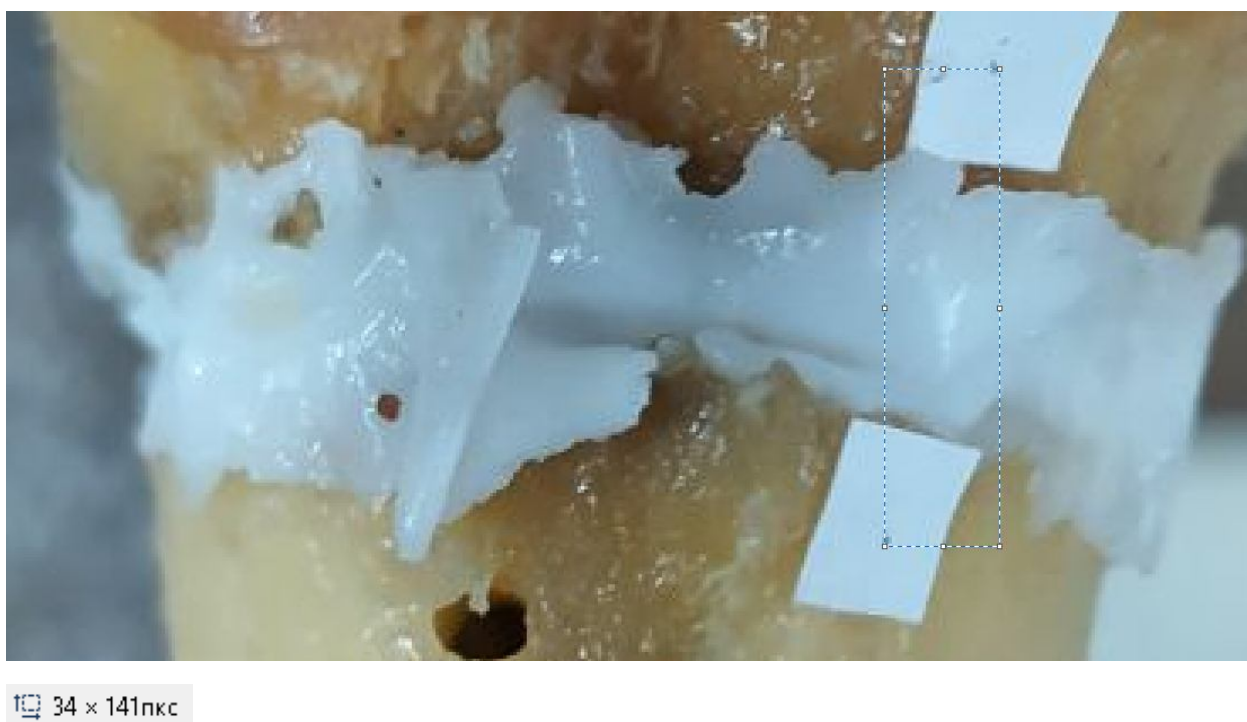


Рис. 2.17. Визначення відстані між реперними елементами за допомогою фото-редактора.

2.5. Спосіб виготовлення матеріалу, що моделює регенерат

В якості регенерату використовували силіконовий компаунд «Силіфлекс 20». Компаунд складається з двох частин: основи і затверджувача (Рис. 2.18). Обидві частини витримали 48 годин при температурі 25°C перед змішуванням. Основу ретельно перемішали та дали відстоятися, щоб вийшло повітря. Додали 1 грам затверджувача до 20-ти грам основи за допомогою

шприца та ретельно перемішали отриману суміш.



Рис. 2.18. Набор «Силіфлекс 20»: а) основа; б)затверджувач.

Місце перелому на зразку надійно обмотали харчовою плівкою, щоб остання щільно прилягала до кістки. За допомогою шприца набрали компаунд та через невеликий отвір залили його у місце перелому. Частину компаунду, що залишилась у тарі, в якій змішували суміш, лишили в якості контрольного зразка для перевірки готовності та затвердіння компаунду. Витримали цю конструкцію 72 години при кімнатній температурі. За допомогою контрольного зразка впевнилися, що компаунд затвердів. Зняли харчову плівку із зразка та за допомогою канцелярських приладь зрізали зайві частини затверділого компаунду (Рис. 2.19).



Рис. 2.19. Отриманий модельований регенерат на кістці.

Довідникові дані про матеріал:

Густина 1,07 г/см³;

Твердість 20 ШорА;

В'язкість 30000 сСТ;

Температурна стійкість 180°C;

Міцність 3,8 МПа.

2.6 Метод визначення пружних характеристик регенерату

Оскільки характеристики матеріалу, що був створений, можуть відрзнятися від довідникових даних в силу людського фактору (співвідношення кількості основи до затверджувача, властивості партії продукту та ін.), доцільно дослідити пружні властивості отриманого регенерату. Для цього з контрольного зразка, який використовували щоб впевнитися, що силікон достатньо затвердів, за допомогою канцелярських приладь виготовили 3 еталонні зразки у вигляді паралелепіпедів для визначення пружних характеристик модельованого регенерату (Рис. 2.20), згідно ГОСТ 9550-81.

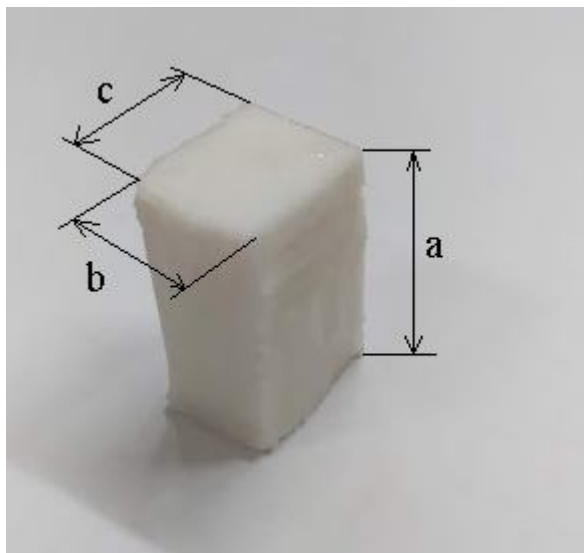


Рис. 2.20. Зразок для визначення характеристик модельованого регенерату.

Розміри еталонних зразків: висота $a = 37$ мм, ширина $b = 19$ мм, глибина $c = 26$ мм.

Зразки випробовували на стиск на випробувальній машині TIRAtest 2151, встановлюючи їх між пласким захватом та рухомою траверсою. Через підключений до випробувальної машини цифровий модуль записували діаграми стиску. Далі за цими діаграмами визначали пружні характеристики модельованого регенерату.

Модуль пружності при стиску E_p^e в МПа визначали, за формулою:

$$E_p^e = \frac{(F_2 - F_1) \cdot h_0}{A_0(\Delta h_2 - \Delta h_1)}, \quad (2.1)$$

де F_2, F_1 – навантаження, що прикладаються до зразка, Н;

h_0 – початкова висота зразка, мм;

A_0 – площа початкового поперечного перерізу зразка, мм²;

Δh_2 – зміна висоти, що відповідає навантаженню F_2 , мм;

Δh_1 – зміна висоти, що відповідає навантаженню F_1 , мм.

Діаграми, що були отримані за допомогою цифрового модуля зображені на Рис. 2.21.

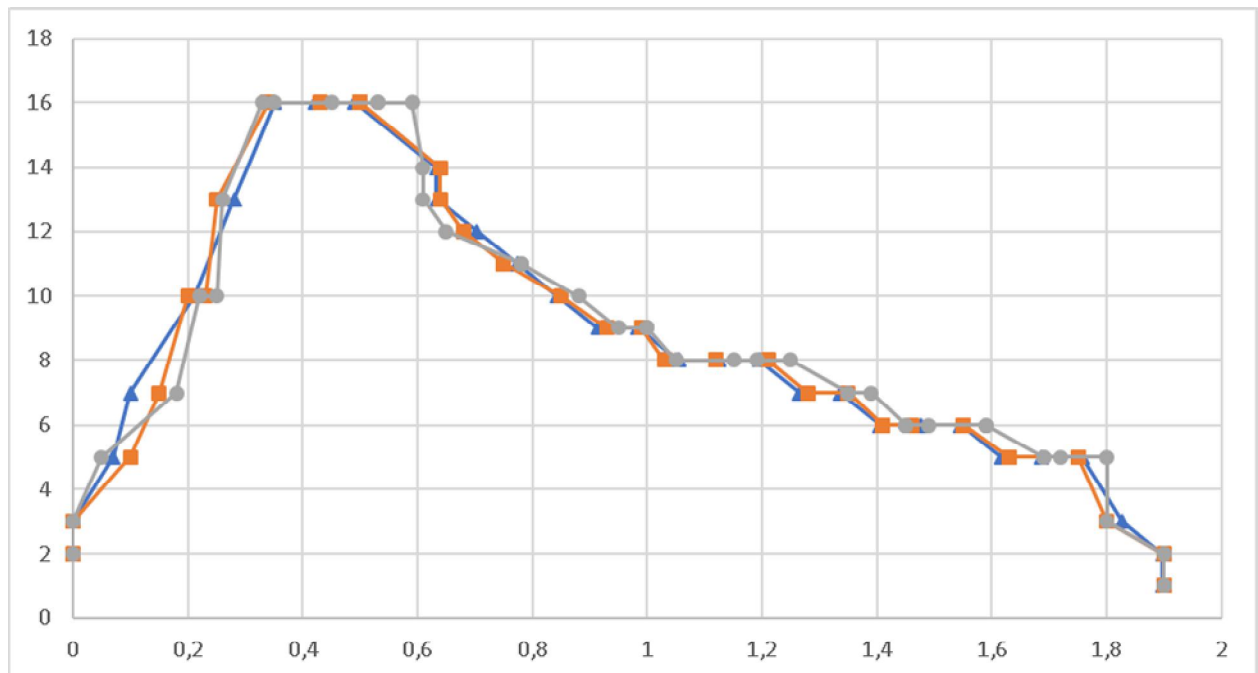


Рис. 2.21. Діаграми стиску еталонних зразків регенерату.

Для визначення модулю пружності регенерату першого зразка візьмемо пружну ділянку діаграми.

$$F_1 = 10 \text{ Н}, \quad F_2 = 16 \text{ Н}, \quad \Delta h_1 = 0,2107 \text{ мм}, \quad \Delta h_2 = 0,3527 \text{ мм}, \quad h_0 = 19 \text{ мм}, \\ A_0 = a \cdot c = 37 \cdot 26 = 962 \text{ мм}^2.$$

За формулою (2.1), модуль пружності регенерату

$$E_{p1}^{\circ} = \frac{(16 - 10) \cdot 19}{962(0,3527 - 0,2107)} = 0,835052 \frac{\text{Н}}{\text{мм}^2} = 0,835 \text{ МПа}$$

Аналогічні розрахунки виконано для другого та третього зразків. Результати розрахунків зведені до таблиці 2.1.

Таблиця 2.1

Результати розрахунків модуля пружності модельованого регенерату

	Зразок 1	Зразок 2	Зразок 3
Модуль пружності, МПа	0,835	0,82	0,874

Для подальших розрахунків будемо використовувати медіану отриманих даних. В якості модуля пружності регенерату приймаємо значення **$E_p^{\circ} = 0,843 \text{ МПа}$** .

Отриманий модуль пружності модельованого регенерату відповідає модулю пружності справжнього регенерату на 3-му тижні реабілітації [19].

РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗУ

3.1 Позначення, що застосовані при опису результатів

Позначення точок об'єктів, навантажень та переміщень. Шляхом аналізу багатьох публікацій, присвячених експериментальним і аналітичним дослідженням систем остеосинтезу, встановлено позначення контрольованих точок та біометричні параметри переломів, що вимірювали. У процесі випробувань реєстрували як загальні деформації систем «кістка з переломом - засіб фіксації», так і переміщення різних точок препаратів, включно із взаємними зміщеннями обломків кісток. Тому надалі під деформаціями будемо розуміти не тільки абсолютні переміщення точок системи ОС, але і взаємні зміщення суміжних точок уламків кістки безпосередньо біля перелому.

Міжнародна класифікація переломів кінцівок АО систематизує типи переломів, але не встановлює однозначного позначення взаємних зміщень уламків та загальних деформацій системи ОС. Відсутність єдиних (уніфікованих) позначень призводить до складнощів при порівнюванні результатів досліджень та математичному описанні деформацій кінцівок та систем ОС навіть при застосуванні однакових методик випробувань. Для позначення точок переломів з урахуванням анатомічних областей, до яких належать ці точки, використано систему позначень, прийняту в роботах.

Позначення координатних осей (Рис. 3.1). Вісь X – поздовжня вісь кістки, лінія перетину сагітальної та фронтальної площин; вісь Y перпендикулярна осі X, перпендикулярна фронтальній площині та є лінією перетину поперечної (трансверсальної) та сагітальної площин; вісь Z перпендикулярна осі X, перпендикулярна сагітальній площині та є лінією перетину поперечної та фронтальної площин.

Позначення точок перелому (Рис. 3.2) відповідають дорсальній (D), латеральній (L), медіальній (M) та вентральній (V) частинам кістки; верхні індекси позначають дистальну (D) та проксимальну (P) частину перелому.

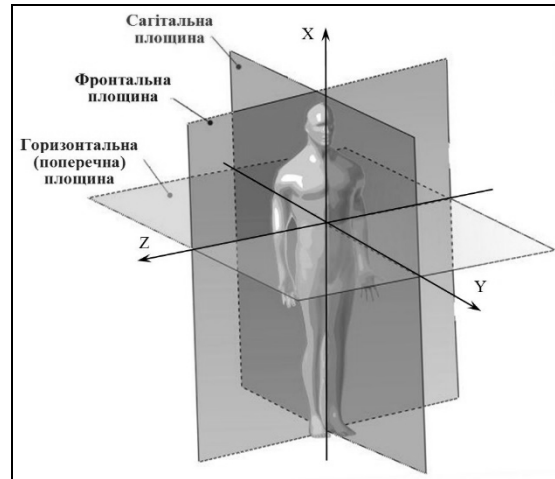


Рис. 3.1. Позначення координатних осей та їх зв'язок з анатомічними площинами

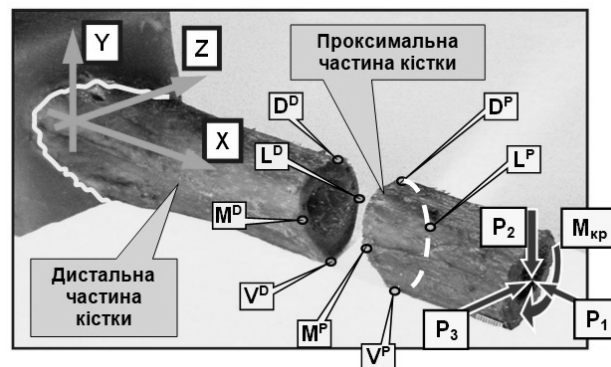


Рис. 3.2. Схематичне зображення перелому (діастаз збільшено для наочності), позначення точок перелому, координатних осей та силових факторів, що діють на кістку

Позначення навантажень та загальних переміщень точок системи (Рис. 3.3) встановлені у відповідності з напрямками дії зовнішніх сил (моментів сил) та напрямкам переміщень (кутів повороту): P_k – загальні позначення зовнішньої сили; $\Delta_{j,k}$ – загальні позначення абсолютних переміщень точки прикладання сили (перший індекс – позначення осі, у напрямі якої вимірюється переміщення, другий індекс – позначення зовнішньої сили).

Позначення характеристик жорсткості. За вимірними переміщеннями точок кістки визначали жорсткості та приведені деформації, які є загальними характеристиками систем ОС: $\delta_{j,k} = \Delta_{j,k} / P_k$ – приведені лінійні деформації у напрямі J під дією навантаження P_k ; $C_{j,k} = (\delta_{j,k})^{-1}$ – загальні жорсткості системи у напрямі J під дією навантаження P_k .

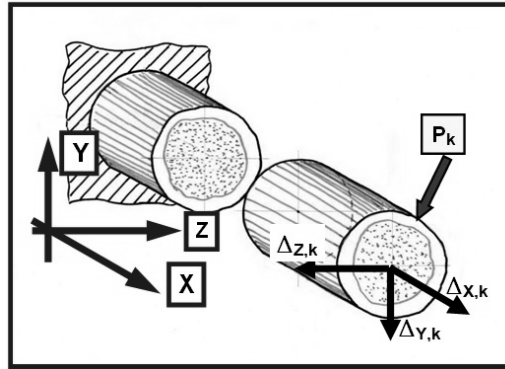


Рис. 3.3. Схематичне зображення проекцій переміщень точки прикладання сили P_k на вісі X, Y, Z

Позначення зміщень в області перелому. За вимірними переміщеннями проксимальних та дистальних точок, що безпосередньо належать області перелому, визначали їх взаємні зміщення: $\Lambda_{j,k}^D$, $\Lambda_{j,k}^L$, $\Lambda_{j,k}^M$, $\Lambda_{j,k}^V$ – загальні позначення зміщення суміжних точок у дорсальній, латеральній, медіальній та вентральній частинах перелому відповідно (перший індекс – позначення осі, у напрямі якої вимірюється зміщення, другий індекс – позначення осі, у напрямі якої прикладене навантаження); $\lambda_{j,k}^D$, $\lambda_{j,k}^L$, $\lambda_{j,k}^M$, $\lambda_{j,k}^V$ – приведені зміщення точок перелому, розраховані як модулі відношення відповідних взаємних зміщень до величини прикладеного навантаження.

3.2 Випробування на стиск

Випробувальну систему «кістка - пластина» піддавали стисканню силою P_1 , що діяла вздовж поздовжньої осі кістки (Рис. 3.4).

Точка прикладання навантаження знаходилась на відстані $e_1 = 17.5$ мм від поверхні пластини.

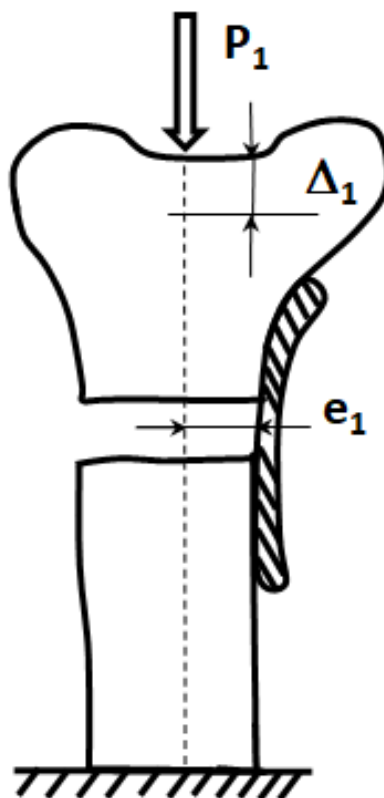


Рис. 3.4 . Схема навантаження системи «ВГК з переломом - пластина» при стиску.

Таблиця 3.1

Результати випробувань ВГК без регенерату при стиску

Р, Н	Розмір еталона, піксель			Реперні точки		
	по горизонталі	по вертикалі		По горизонталі, піксель	По вертикалі, піксель	Відстань, піксель
0	1	503	0,0398	4	206	206,04
100	50	509	0,0391	13	178	178,47
200	12	497	0,0402	6	146	146,12
300	33	495	0,0403	22	129	130,86
Розв.	97	493	0,0398	46	190	195,49

Таблиця 3.2

Результати випробувань ВГК з регенератором при стиску

Р, Н	Розмір еталона, піксель		Маштаб	Реперні точки		
	по горизонталі	по вертикалі		По горизонталі, піксель	По вертикалі, піксель	Відстань, піксель
0	29	1381	0,0145	39	811	811,94
100	7	635	0,0315	13	340	340,25
200	9	619	0,0323	7	304	304,08
300	11	657	0,0304	5	305	305,04
Розв.	6	625	0,0320	17	360	360,40

Таблиця 3.3

Порівняльні результати випробувань ВГК без регенерату та з регенератором при стиску

Р, Н	Відстань, мм	
	без регенерату	з регенератором
0	0,00	0,00
100	1,21	1,04
200	2,31	1,94
300	2,91	2,48
Розв.	0,41	0,23

3.3 Випробування на згин

Випробувальну систему «кістка - пластина» піддавали згинанню – силою P_2 у фронтальній площині кістки (Рис. 3.5).

Точка прикладання навантаження знаходилась на відстані $e_2 = 20.5$ мм від поверхні пластини.

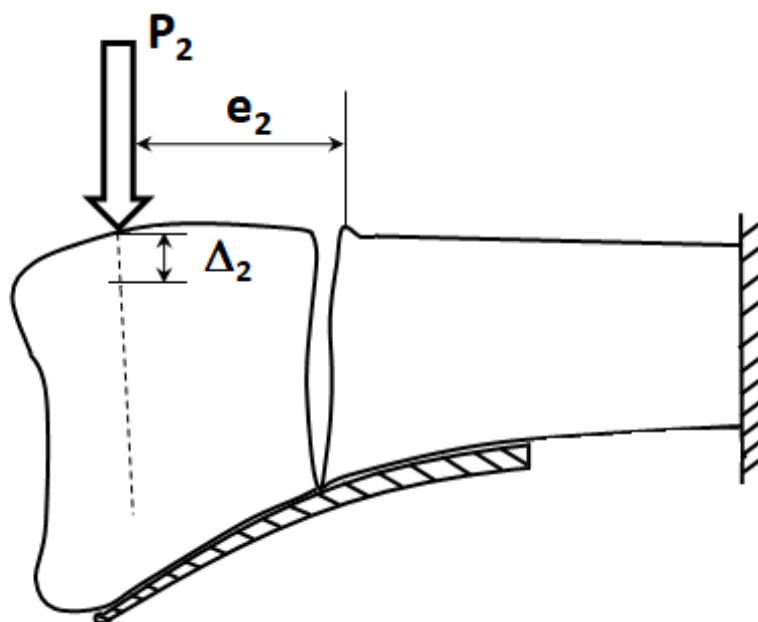


Рис. 3.5 . Схема навантаження системи «ВГК з переломом - пластина» при згині.

Таблиця 3.4

Результати випробувань ВГК без регенерату при згині

Р, Н	Розмір еталона, піксель		Маштаб	Реперні точки		
	по горизонталі	по вертикалі		По горизонталі, піксель	По вертикалі, піксель	Відстань, піксель
0	535	75	0,0370	232	17	232,62
10	514	154	0,0373	220	73	231,80
20	498	176	0,0379	220	69	230,57
30	617	78	0,0322	272	42	275,22
40	536	71	0,0370	240	23	241,10
50	747	59	0,0267	345	14	345,28
Розв.	610	109	0,0323	266	39	268,84

Таблиця 3.5

Результати випробувань ВГК з регенератом при згині

Р, Н	Розмір еталона, піксель		Маштаб	Реперні точки		
	по горизонталі	по вертикалі		По горизонталі, піксель	По вертикалі, піксель	Відстань, піксель
0	116	733	0,0269	101	425	436,84
10	126	734	0,0269	109	425	438,76
20	103	734	0,0270	94	430	440,15
30	132	739	0,0266	115	435	449,94
40	103	671	0,0295	103	396	409,18
50	133	730	0,0270	117	440	455,29
Розв.	133	726	0,0271	111	422	436,35

Таблиця 3.6

Порівняльні результати випробувань ВГК без регенерату та з регенератом при згині

Р, Н	Відстань, мм	
	без регенерату	з регенератом
0	0,00	0,00
10	0,03	0,01
20	0,12	0,11
30	0,24	0,22
40	0,31	0,28
50	0,61	0,50
Розв.	0,07	0,05

3.4 Випробування на кручення

Випробувальну систему «кістка - пластина» крученню – силою P_3 у горизонтальній площині кістки (Рис. 3.6).

За допомогою сталевого стержня діаметром 5 мм, що був закріплений на епіфізі кістки приклали момент кручення. Сила P_3 прикладалась в горизонтальній фізіологічній площині кістки (площина Y_oZ).

Точка прикладання навантаження знаходилась на відстані $e_3 = 75$ мм від повздовжньої осі пластини.

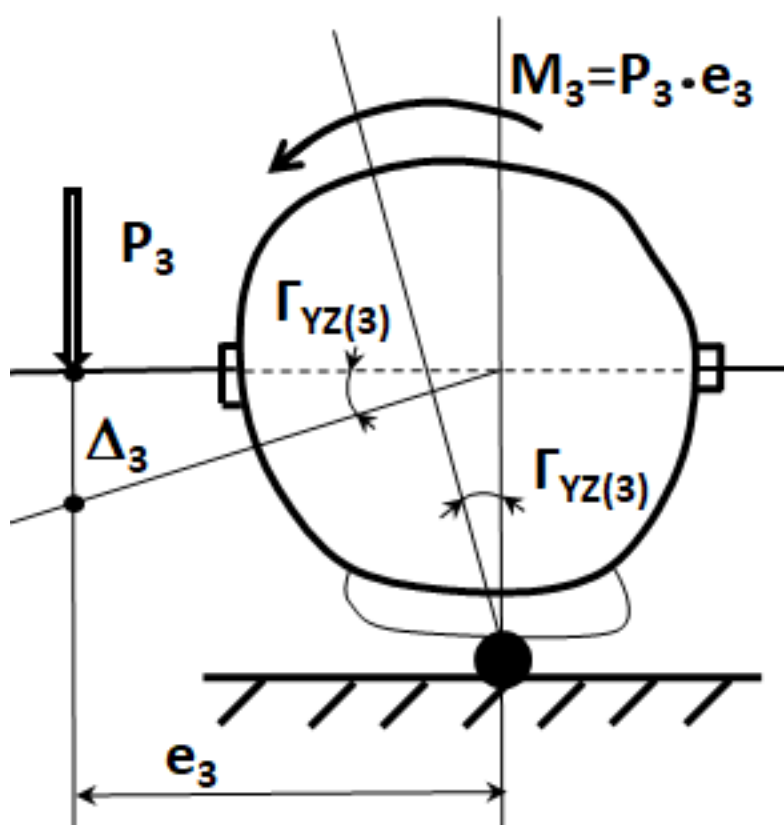


Рис. 3.6. Схема навантаження системи «ВГК з переломом - пластина» при згині.

Таблиця 3.7

Результати випробувань ВГК без регенерату при крученні

Р, Н	Розмір еталона, піксель		Реперні точки
------	----------------------------	--	------------------

	по горизонталі	по вертикалі	Маштаб	По горизонталі, піксель
0	23	549	0,0364	55
10	59	767	0,0260	70
20	47	822	0,0243	52
30	45	761	0,0262	35
40	91	813	0,0244	34
50	71	696	0,0286	14
Розв.	71	949	0,0210	90

Таблиця 3.8

Результати випробувань ВГК з регенератом при крученні

Р, Н	Розмір еталона, піксель		Маштаб	Реперні точки
	по горизонталі	по вертикалі		По горизонталі, піксель
0	0	782	0,0256	7
10	0	783	0,0255	3
20	0	782	0,0256	0
30	0	798	0,0251	20
40	0	814	0,0246	39
50	0	820	0,0244	44
Розв.	0	786	0,0254	10

Таблиця 3.9

Порівняльні результати випробувань ВГК без регенерату та з регенератом при крученні

Р, Н	Відстань, мм
------	--------------

	без регенерату	з регенератом
0	0,00	0,00
10	0,18	0,10
20	0,74	0,18
30	1,08	0,32
40	1,17	0,78
50	1,60	0,89
Розв.	0,11	0,08

Для наглядності та порівняння результатів, отримані дані зображено на Рис. 3.7 – 3.9.

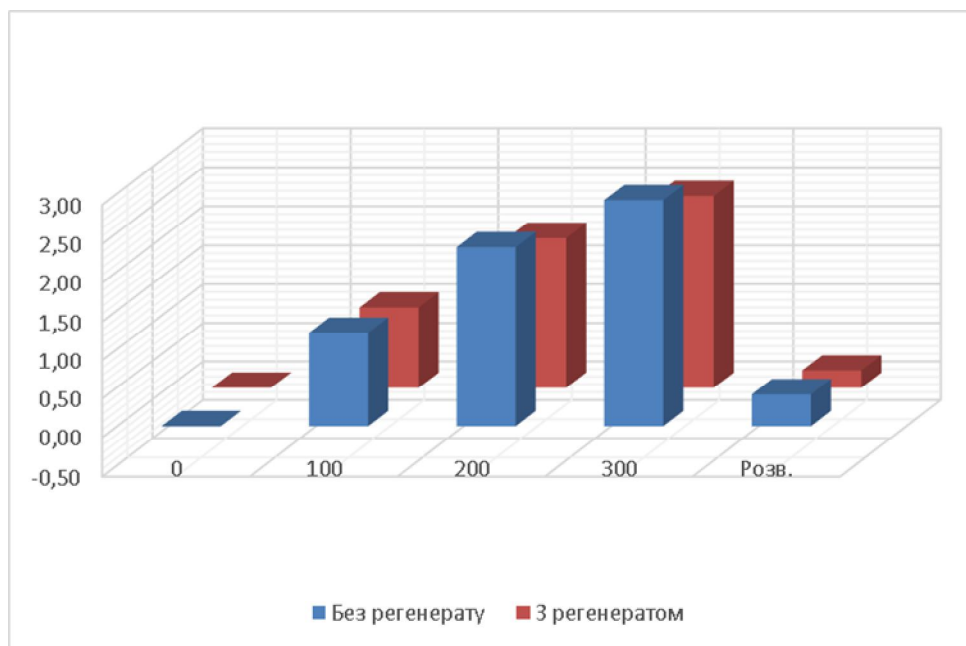


Рис. 3.7. Діаграма переміщень реперних точок в залежності від сили навантаження під дією стиску

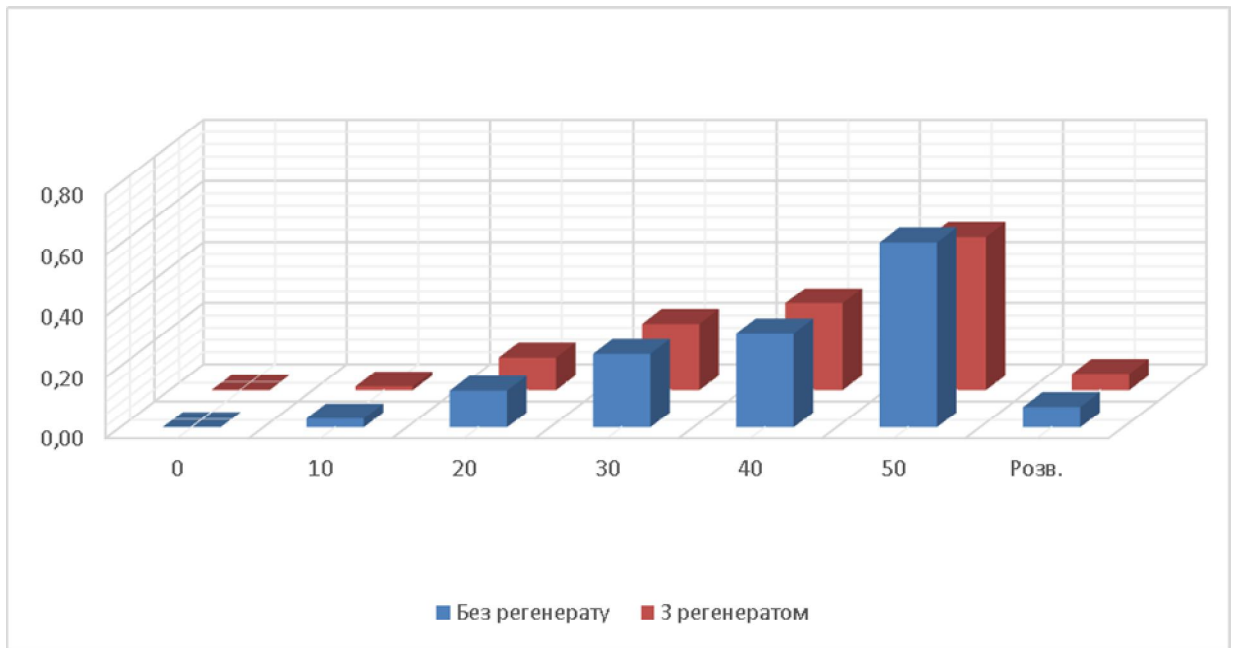


Рис. 3.8. Діаграма переміщень реперних точок в залежності від сили навантаження під дією згину

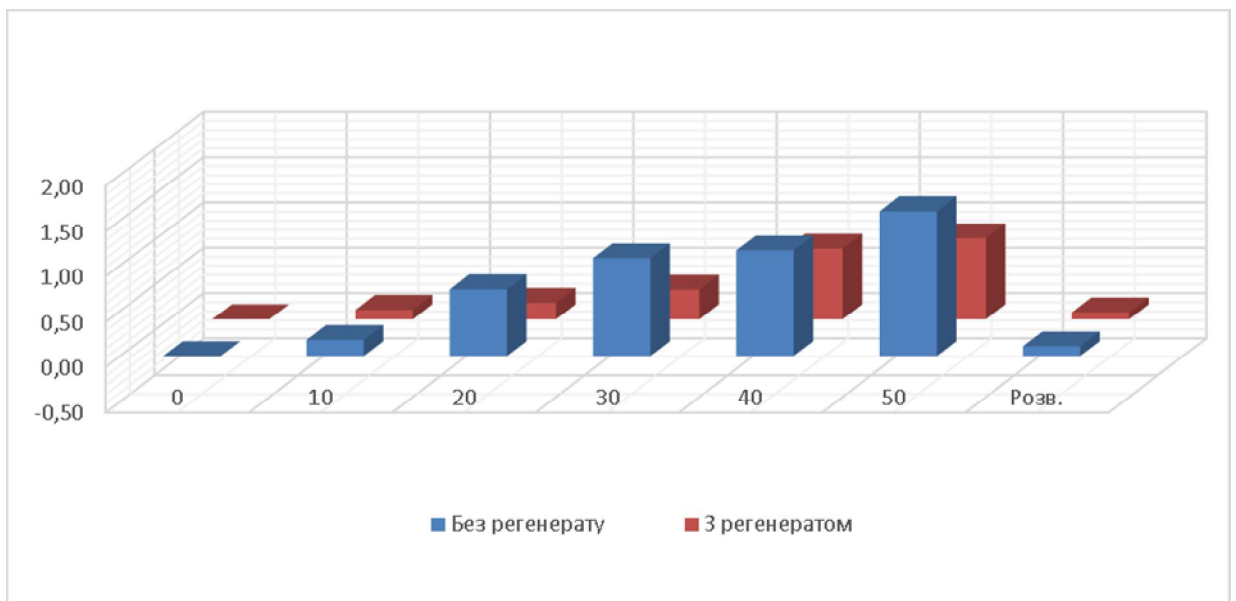


Рис. 3.9. Діаграма переміщень реперних точок в залежності від сили навантаження під дією згину

На представлених діаграмах можемо бачити, як впливає наявність регенерату на переміщення реперних точок перелому. За наявності регенерату переміщення значно зменшуються.

РОЗДІЛ 4. ОБРОБКА РЕЗУЛЬТАТІВ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗУ ТА РОЗРАХУНОК ДОПУСТИМИХ НАВАНТАЖЕНЬ

4.1 Математична модель, що враховує наявність кісткового регенерату

Схема розрахункової системи зображена на Рис. 4.1.

При прикладанні осьового навантаження P деформуються:

- кістка та кріплення (зони навколо гвинтів, зсув у місці закріплення та інше);
- пластини (переважно згин);
- регенерат (переважно стиск).

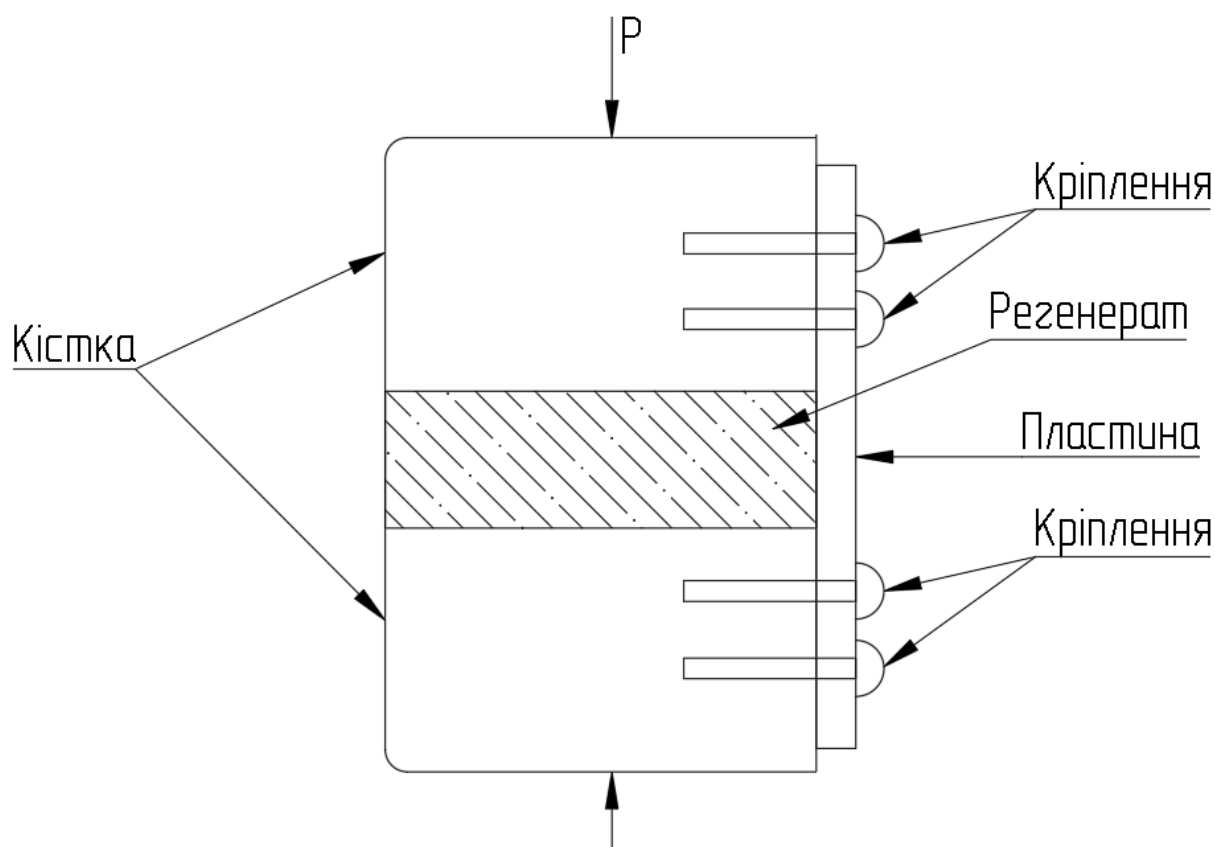


Рис. 4.1 – Система «кістка з переломом – модельований регенерат – засіб фіксації»

Цю систему можна привести до розрахункової схеми за допомогою пружних елементів, зображених на Рис. 4.2.

Елемент К модулює сумарну деформацію кістки та закріплення пластини, елемент П – деформацію пластини, елемент р – деформація регенерату.

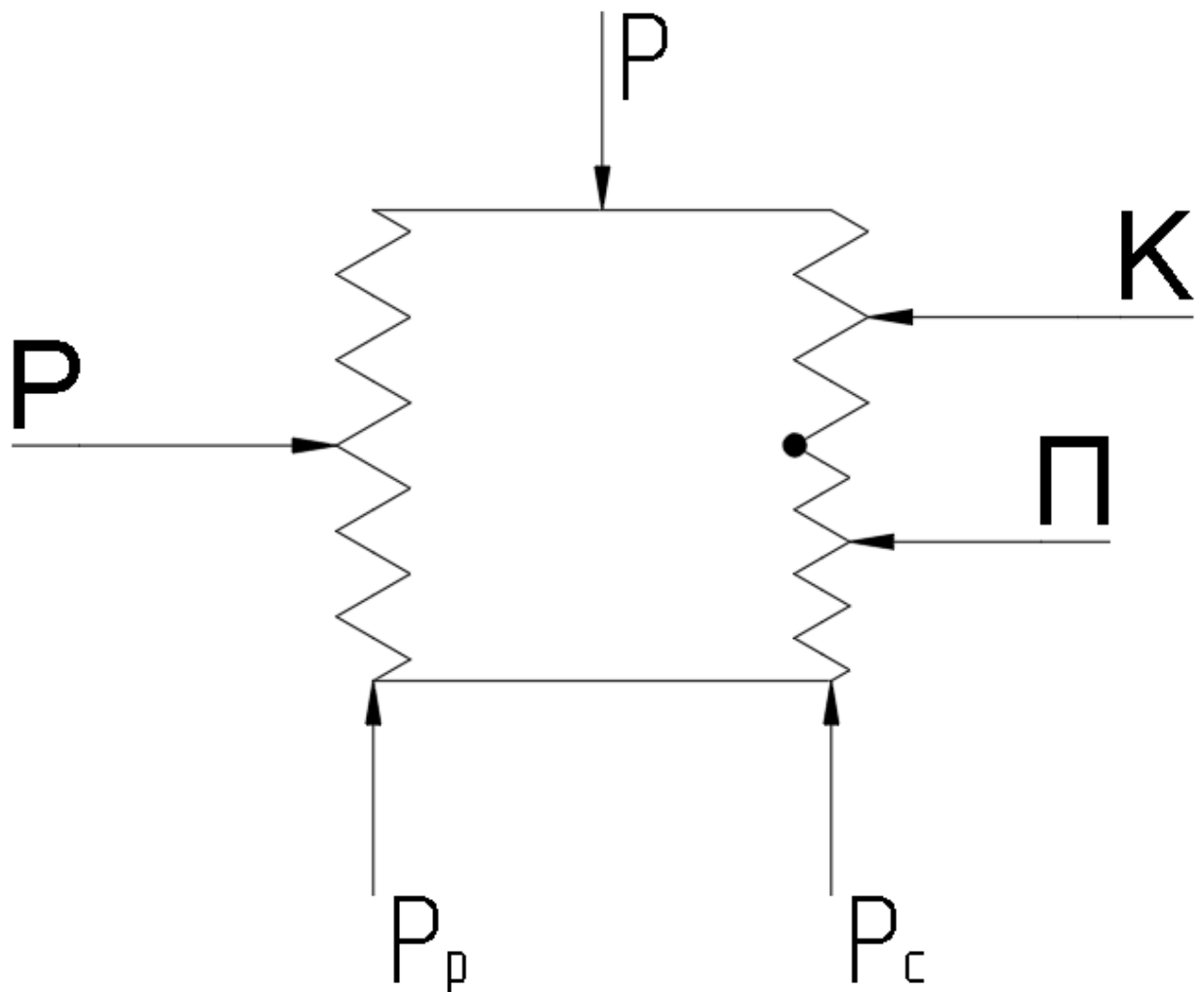


Рис. 4.2. Розрахункова схема системи остеосинтезу з регенератом за допомогою простих елементів: К – кістка та кріплення; П – пластина; Р – кістковий регенерат

Вводимо позначення:

Δ – загальне переміщення точки перелому під дією навантаження P (краще брати переміщення в крайній лівій точці перелому як максимальне);

P_p – навантаження на елемент P ;

$P_c = P_K = P_\Pi$ – навантаження в елементах K та Π (Рис. 4.3),

λ – приведені переміщення системи в цілому, $\lambda = \frac{\Delta}{P}$;

λ_p – приведені переміщення регенерату,

$$\lambda_p = \frac{\Delta_p}{P_p};$$

λ_K та λ_Π – приведені переміщення кістки із закріпленнями та пластини,

$$\lambda_K = \frac{\Delta_K}{P_K}; \lambda_\Pi = \frac{\Delta_\Pi}{P_\Pi}; .$$

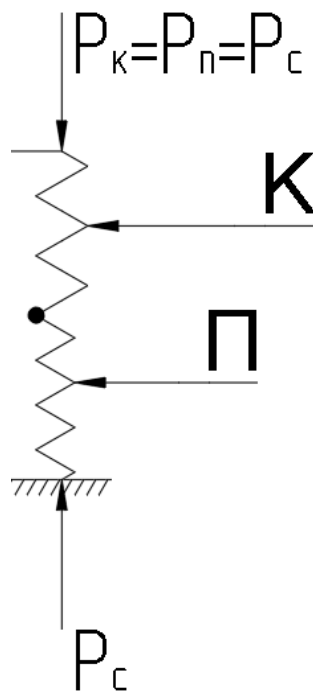


Рис.4.3 – Система «кістка з переломом (K) та пластина (Π)»

Верхньою літерою «е» позначені приведені переміщення, визначені в експерименті із застосуванням зразка з конкретним розміром діастазу (відстань між частинами перелому) та з конкретним модулем пружності. Надалі будемо цей зразок умовно називати «базовим».

Експериментально визначені:

λ^e – приведена деформація «базового» зразка з модельованим регенератом;

$\lambda_c^e = \lambda_K^e + \lambda_\Pi^e$ – сума приведених деформацій зразка без регенерату [20].

При даному з'єднанні елементів

$$P \cdot \lambda = (P_c + P_p) \cdot \lambda = \Lambda; \quad (4.1)$$

$$P_p \cdot \lambda_p = \Lambda; \quad (4.2)$$

$$P_k \cdot \lambda_k + P_{\pi} \cdot \lambda_{\pi} = \Lambda \quad (4.3)$$

$$P_k = P_{\pi} = P_c \quad (4.4)$$

$$P_c \cdot (\lambda_k + \lambda_{\pi}) = \Lambda \quad (4.5)$$

Порівнюємо (4.5) та (4.1), і враховуємо, що $\lambda_k + \lambda_{\pi} = \lambda_c$:

$$P_c \cdot (\lambda_k + \lambda_{\pi}) = P_c \cdot \lambda_c = P_p \cdot \lambda_p$$

$$P_p = P_c \cdot \frac{(\lambda_c - \lambda)}{\lambda} \quad (4.6)$$

Порівнюємо (4.2) та (4.5) :

$$P_p \cdot \lambda_p = P_c \cdot (\lambda_k + \lambda_{\pi}) = P_c \cdot \lambda_c \quad (4.7)$$

та підставляємо (4.6) в (4.7):

$$P_c \cdot \frac{\lambda_p (\lambda_c - \lambda)}{\lambda} = P_c \cdot \lambda_c$$
$$\frac{(\lambda_c - \lambda)}{\lambda_p} = \lambda \cdot \lambda_c$$

В кінцевому вигляді приведені переміщення регенерату:

$$\lambda_p = \lambda \cdot \frac{\lambda_c}{\lambda_c - \lambda} \quad (4.8)$$

Зауважимо, що приведені переміщення кісткової частини та пластини ($\lambda_c = \lambda_k + \lambda_{\pi}$) не залежать від розмірів та модулів пружності регенерату. Це характеристика системи «кістка - пластина».

Припускаємо, що приведені переміщення регенерату прямо пропорційні відстані між частинами перелому та обернено пропорційні модулю пружності:

$$\lambda_p = \lambda_p^e \cdot \frac{h}{h^e} \cdot \frac{E_p^e}{E_p} \quad (4.9)$$

де $R = R(h, E_p)$ – коефіцієнт, що залежить від розмірів діастазу та пружних властивостей регенерату (збільшення деформацій шару регенерату при збільшенні розмірів діастазу та зменшенні жорсткості регенерату)

h – розмір діастазу у зразку, що аналізується ;

h^e – розмір діастазу у «базовому» зразку ;

E_p – модуль пружності регенерату зразка, що аналізується ;

E_p^e – модуль пружності регенерату «базового» зразка ;

λ_p^e – приведені переміщення, розраховані за формулою (4.8) для попередньо випробуваного зразка:

$$\lambda_p^e = \frac{(\lambda^e \cdot \lambda_c)}{(\lambda_c - \lambda^e)} \quad (4.10)$$

В формулі (4.10) λ^e – приведені переміщення «базового» зразка з розміром діастазу h^e та модулем пружності E_p^e .

Зауважимо, що окремо визначати λ_k та λ_n не обов'язково. Достатньо визначити сумарне приведені переміщення зразка без регенерату.

$$\lambda_k + \lambda_n = \lambda_c \quad (4.11)$$

і надалі у формулі (4.10) використовувати це значення.

Переміщення у місці перелому визначаються за формулою:

$$\Delta = \frac{P}{C_{\text{заг}}} \quad (4.12)$$

де $C_{\text{заг}}$ – загальна жорсткість системи

$$C_{\text{заг}} = C_p + C_c ,$$

де C_p – жорсткість регенерату ;

C_c – жорсткість системи без регенерату з врахуванням (4.9) :

$$C_p = \frac{1}{\lambda_p} = \frac{1}{\lambda_p^e} \cdot \frac{h^e}{h} \cdot \frac{E_p}{E_p^e} ; \quad (4.13)$$

$$C_c = \frac{1}{\lambda_k + \lambda_n} = \frac{1}{\lambda_c} ; \quad (4.14)$$

Раніше введено позначення (4.9)

$$R = \frac{h}{h^e} \cdot \frac{E_p^e}{E_p} \quad (4.15)$$

Таким чином,

$$C_p = \frac{1}{\lambda_p} = \frac{1}{\lambda_p^e} \cdot \frac{1}{R}, \quad (4.16)$$

$$\text{а} \quad \Lambda = P \cdot \left(\frac{1}{\lambda_p^e R} + \frac{1}{\lambda_c} \right)^{-1}$$

$$\text{або} \quad \Lambda = P \cdot \left(\frac{\lambda_p^e \lambda_c R}{\lambda_p^e R + \lambda_c} \right) = P \lambda. \quad (4.17)$$

В (16) заміняємо λ_p^e за формулою (4.10):

$$\lambda = \frac{\lambda_p^e \lambda_c R}{\lambda_p^e R + \lambda_c} = \frac{\lambda^e \frac{\lambda_c}{\lambda_c - \lambda^e} \lambda_c R}{\lambda^e \frac{\lambda_c}{\lambda_c - \lambda^e} R + \lambda_c} = \frac{\frac{\lambda_c \lambda^e}{\lambda_c - \lambda^e} R}{\frac{\lambda^e}{\lambda_c - \lambda^e} R + 1} = \frac{\lambda_c \lambda^e R}{\lambda^e R + \lambda_c - \lambda^e}$$

В кінцевому вигляді

$$\lambda = \frac{\lambda_c R}{\frac{\lambda_c}{\lambda^e} + R - 1}; \quad (4.18)$$

Перевірка:

1) при $h = h^e$; $E_p = E_p^e$

$$R = \frac{h}{h^e} \cdot \frac{E_p^e}{E_p} = 1;$$

$$\lambda = \frac{\lambda_c \cdot 1}{\frac{\lambda_c}{\lambda^e} + 1 - 1} = \lambda^e,$$

тобто приведенне переміщення дорівнює тому, що встановлене в попередньому експерименті з «базовим» зразком.

2) При $E_p = 0$ (регенерат відсутній):

$$R = \frac{h}{h^e} \cdot \frac{E_p^e}{0} = \infty;$$

$$\lambda = \lambda_c \frac{1}{\frac{\lambda_c}{\lambda^e_{\infty}} + 1 - \frac{1}{\infty}} = \lambda_c \frac{1}{0 + 1 - 0} = \lambda_c,$$

тобто приведена деформація дорівнює тій, що встановлена в попередньому експерименті зі зразком без регенерату.

4.2 Розрахунок приведених переміщень точок перелому

Отже, щоб розрахувати переміщення під навантаженням зразка з заданими діастазом h та модулями пружності регенерату E_p , необхідно привести такі випробування та розрахунки:

1) Навантажити силою P_c зразок з переломом та засобом фіксації без моделювання регенерату. Виміряти переміщення Λ_c та розрахувати приведену деформацію $\lambda_c = \frac{\Lambda_c}{P_c}$;

2) Навантажити силою P той самий зразок з діастазом h^e та з модельованим регенератом з модулем пружності E_p^e («базовий» зразок) та виміряти переміщення частин перелому Λ . Модуль пружності E_p^e вимірюється на стандартному зразку, виготовленому з матеріалу, що моделює регенерат.

Розрахувати приведені переміщення точок перелому цього зразка:

$$\lambda^e = \frac{\Lambda}{P};$$

3) Для кістки із заданим діастазом перелому h та відомим модулем пружності E_p (встановлюється за рентгенограмою) розрахувати коефіцієнт впливу за формулою (4.15)

$$R = \frac{h}{h^e} \cdot \frac{E_p^e}{E_p} \quad (0 \leq R \leq \infty);$$

4) Приведені переміщення цього перелому розрахувати за формулою (4.18).

Значення λ_c та λ^e наведено у таблицях 4.1- 4.3.

Приведені переміщення реперних точок перелому під дією тиску

Р, Н	Приведені переміщення λ , мм/Н	
	без регенерату	з регенератом
0	-	-
100	12,109	10,442
200	11,558	9,681
300	9,714	8,251
Розв.	-	-

Таблиця 4.2

Приведені переміщення реперних точок перелому під дією згину

Р, Н	Приведені переміщення λ , мм/Н	
	без регенерату	з регенератом
0	-	-
10	2,98	1,28
20	6,03	5,35
30	8,03	7,25
40	7,71	7,12
50	12,12	10,03
Розв.	-	-

Таблиця 4.3

Приведені переміщення реперних точок перелому під дією кручення

Р, Н	Приведені переміщення λ , мм/Н
------	---

	без регенерату	з регенератом
0	-	-
10	18,01	10,24
20	36,84	8,95
30	36,06	10,74
40	29,22	19,48
50	32,00	17,88
Розв.	-	-

В якості розрахункової складової були взяті характеристики реальних кісток з переломом із заданим діастазом $h = 7$ мм та модулем пружності E_p на різних тижнях реабілітації [21]. Модуль пружності регенерату та коефіцієнт впливу R для цих кісток вказані в таблиці 4.4.

Таблиця 4.4

Значення модуля пружності регенерату E_p та коефіцієнту впливу R для реальних кісток, в залежності від тижня реабілітації.

Тиждень реабілітації	E_p , МПа	R
3	0,843	1
6	7,5	0,1124
12	11,4	0,0739
16	15,7	0,0537
18	50	0,0169
20	70	0,012

Приведені переміщення для реперних точок цих переломів розраховано за формулою (4.18). Отримані дані занесено в таблиці 4.5 - 4.7.

Таблиця 4.5

Розрахункові приведені переміщення реперних точок переломів з різними модулями пружності регенерату, під дією стиску, мм/Н

Р, Н	Тиждень реабілітації					
	3	6	12	16	18	20
100	10,442	5,003	3,833	3,048	1,157	0,849
200	9,681	4,242	3,191	2,507	0,925	0,676
300	8,251	3,769	2,859	2,258	0,844	0,618

Таблиця 4.6

Розрахункові приведені переміщення реперних точок переломів з різними модулями пружності регенерату, під дією згину, мм/Н

Р, Н	Тиждень реабілітації					
	3	6	12	16	18	20
10	1,283	0,233	0,158	0,116	0,038	0,027
20	5,347	2,830	2,218	1,791	0,707	0,522
30	7,246	4,092	3,261	2,664	1,083	0,805
40	7,120	4,442	3,640	3,036	1,306	0,980
50	10,034	4,256	3,182	2,490	0,910	0,664

Таблиця 4.7

Розрахункові приведені переміщення реперних точок переломів з різними модулями пружності регенерату, під дією кручення, мм/Н

Р, Н	Тиждень реабілітації					
	3	6	12	16	18	20
10	10,237	2,323	1,599	1,190	0,391	0,281
20	8,950	1,283	0,854	0,624	0,198	0,142
30	10,742	1,641	1,097	0,803	0,256	0,183
40	19,481	5,364	3,765	2,834	0,953	0,687
50	17,883	3,989	2,741	2,038	0,669	0,481

Аналогічні даним в таблицях 4.4 - 4.7 були отримані дані для різних розмірів діастазу. Усі отримані приведені переміщення були зведені до середніх

значень для кожного типу навантаження, значення модуля пружності та розміру діастазу. Отримані дані зведено у таблиці 4.8 - 4.12.

Таблиця 4.8

Значення коефіцієнту впливу R в залежності від модуля пружності регенерату та розміру діастазу

h, мм	Eр, МПа					
	0,843	7,5	11,4	15,7	50	70
7	1	0,11240	0,07395	0,05369	0,01686	0,01204
8	0,87500	0,09835	0,06470	0,04698	0,01475	0,01054
9	0,77778	0,08742	0,05751	0,04176	0,01311	0,00937
10	0,70000	0,07868	0,05176	0,03759	0,01180	0,00843

На Рис. 4.4 ми можемо бачити, як при збільшенні регенерату та збільшенні розміру діастазу зменшується коефіцієнт впливу. Це каже про те, що з часом реабілітації також буде збільшуватись допустиме навантаження на кістку для кожного розміру діастазу, відповідно.

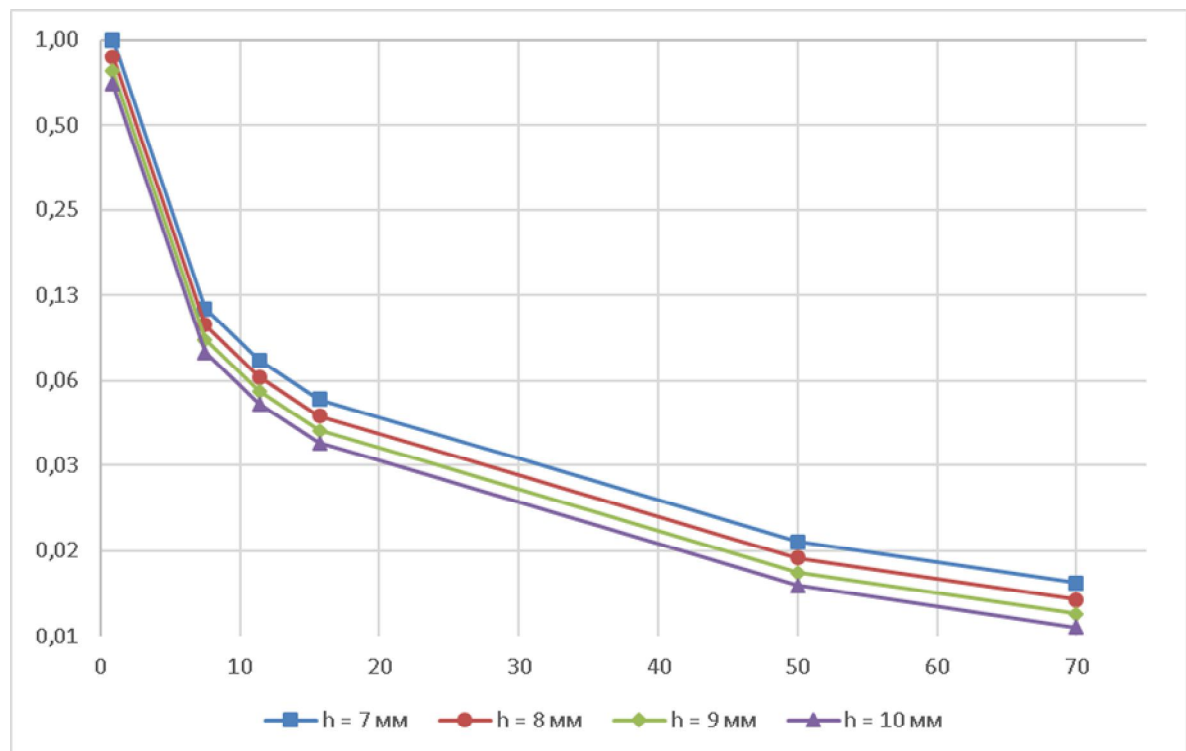


Рис. 4.4. Діаграма залежності коефіцієнта впливу R від модуля пружності для різних розмірів діастазу

Таблиця 4.9

Розрахункові середні значення приведених переміщень реперних точок переломів, в залежності від тижня реабілітації та розміру діастазу, під дією стиску, мм/Н

h, мм	Тиждень реабілітації					
	3	6	12	16	18	20
7	9,4579	4,3378	3,2945	2,6041	0,9750	0,7144
10	9,2597	3,9906	2,9939	2,3476	0,8626	0,6302
12	9,0697	3,6948	2,7435	2,1370	0,7734	0,5637
15	8,8873	3,4399	2,5318	1,9612	0,7010	0,5099

Таблиця 4.10

Розрахункові середні значення приведених переміщень реперних точок переломів, в залежності від тижня реабілітації та розміру діастазу, під дією згину, мм/Н

h, мм	Тиждень реабілітації					
	3	6	12	16	18	20
7	6,5712	4,2634	3,3610	2,4952	1,0014	0,7428
8	6,4842	3,9693	3,0898	2,2723	0,8906	0,6579
9	4,7996	3,7140	2,6145	2,0863	0,8020	0,5904
10	4,7377	3,4903	2,4328	1,9286	0,7294	0,5355

Таблиця 4.11

Розрахункові середні значення приведених переміщень реперних точок переломів, в залежності від тижня реабілітації та розміру діастазу, під дією кручення, мм/Н

h, мм	Тиждень реабілітації					
	3	6	12	16	18	20
7	9,9763	1,7488	1,1831	0,8723	0,2819	0,2021
8	9,1606	1,5457	1,0424	0,7672	0,2471	0,1771

9	8,4729	1,3849	0,9316	0,6847	0,2199	0,1575
10	7,8847	1,2544	0,8421	0,6182	0,1981	0,1419

На Рис. 4.5 - 4.7 можемо бачити графічне представлення результатів розрахунків.

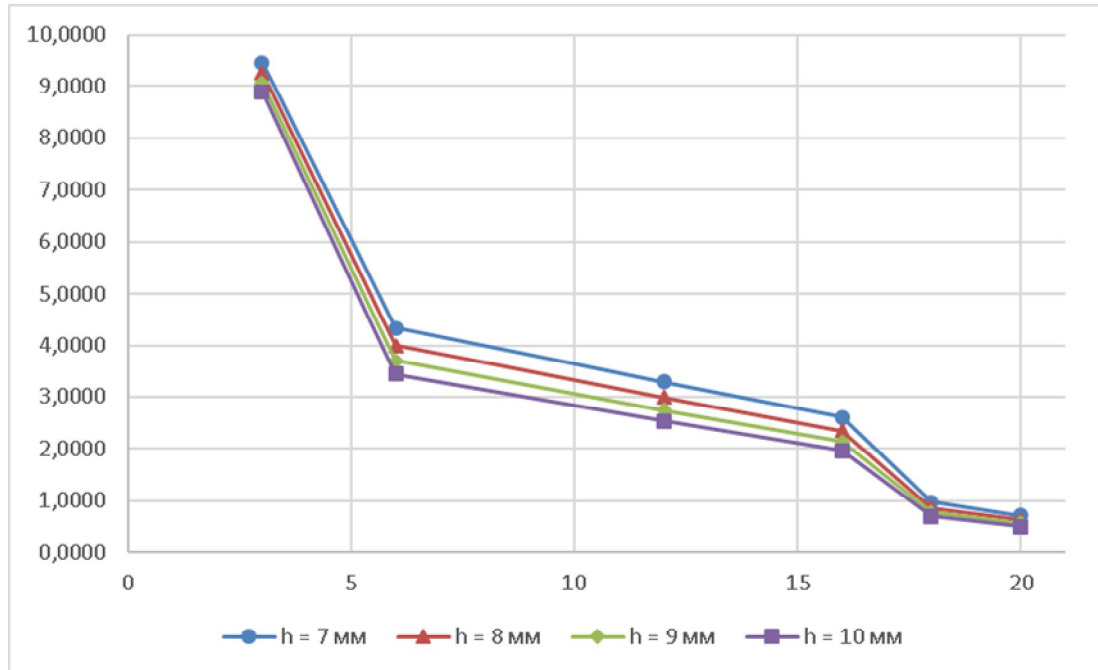


Рис. 4.5. Діаграма розрахункових середніх значень приведених переміщень реперних точок переломів, в залежності від тижня реабілітації для різних розмірів дістазу, під дією стиску. Вісь абсцис – порядкові номери тижнів реабілітації, вісь ординат – мм/Н.

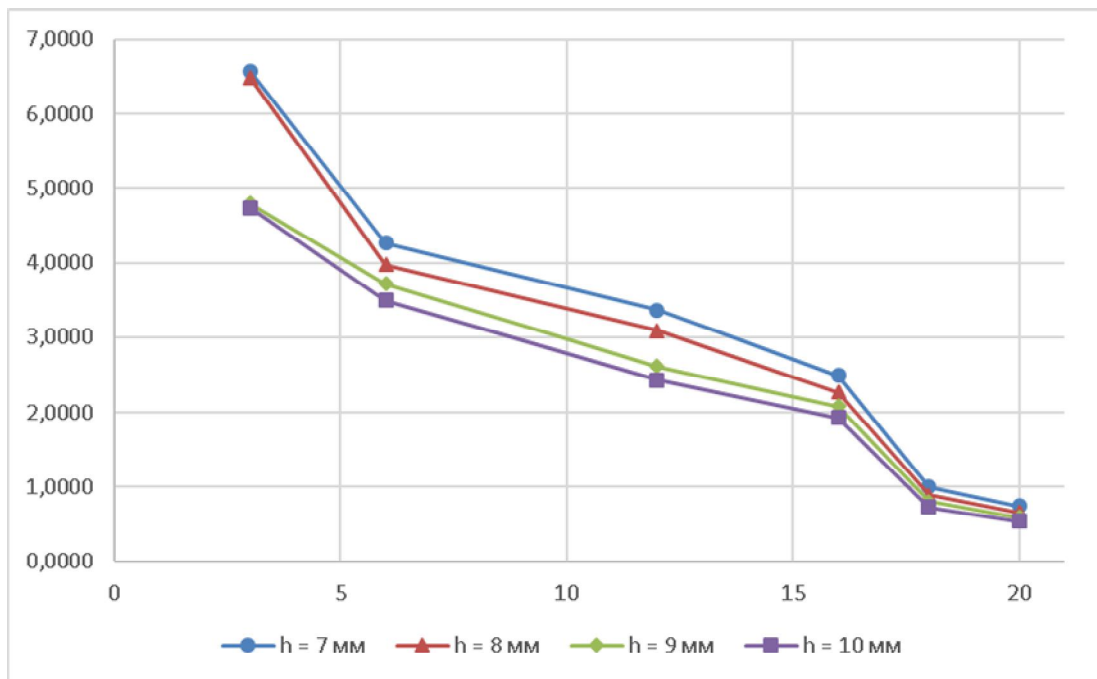


Рис. 4.6. Діаграма розрахункових середніх значень приведених переміщень реперних точок переломів, в залежності від тижня реабілітації для різних розмірів дістазу, під дією згину. Вісь абсцис – порядкові номери тижнів реабілітації, вісь ординат – мм/Н.

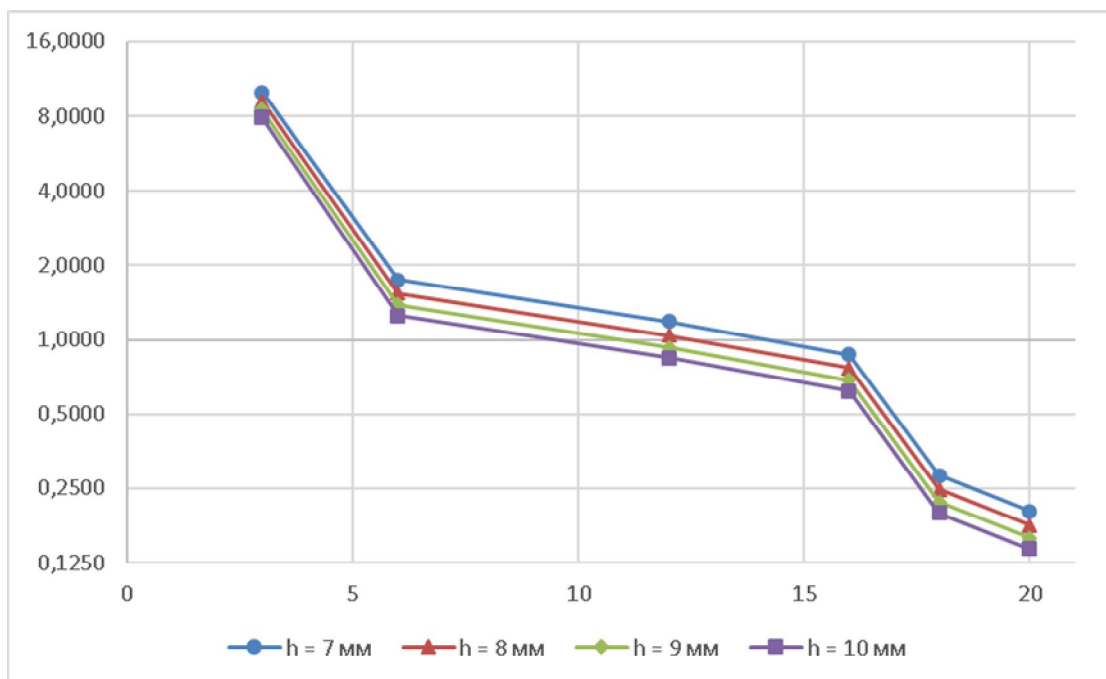


Рис. 4.7. Діаграма розрахункових середніх значень приведених переміщень реперних точок переломів, в залежності від тижня реабілітації для різних розмірів дістазу, під дією кручення. Вісь абсцис – порядкові номери тижнів реабілітації, вісь ординат – мм/Н.

4.3 Визначення допустимих навантажень на кінцівку з врахуванням особливостей перелому

Відомо, що допустимі переміщення в області перелому не допускається більше ніж 1 мм при розмірі діастазу приблизно 10 мм.

Очевидно, що при збільшенні величини діастазу допустиме переміщення збільшується та навпаки. Припускаємо, що збільшення $[\Delta]$ пропорційно розміру діастазу h . Тому:

$$[\Delta] = [\Delta^e] * \frac{h}{h_{\text{ст}}}; \quad (4.19)$$

де $[\Delta^e] = 1 \text{ мм}$ при діастазі $h_{\text{ст}} = 10 \text{ мм}$, таким чином:

$$[\Delta] = 0,1 \cdot h; \quad (4.20)$$

Умову жорсткості при наявності регенерату одержуємо з (4.18):

$$P \cdot \left(\frac{\lambda_c R}{\frac{\lambda_c}{\lambda^{\frac{1}{\theta}}} + R - 1} \right) \leq [\Delta] \quad (4.21)$$

Допустиме навантаження розраховується за формулою:

$$P_{\text{доп}} = [\Delta] \cdot \left(\frac{\lambda_c R}{\frac{\lambda_c}{\lambda^{\frac{1}{\theta}}} + R - 1} \right)^{-1}. \quad (4.22)$$

Для кісток з переломом з різним розміром діастазу та на різних тижнях реабілітації, з відповідним модулем пружності регенерату, дані про які наведені в підрозділі 4.2, розраховані допустимі переміщення за формулою (4.20) та допустимі навантаження для стиску, згину, кручення за формулою (4.22). Розраховані дані наведені в таблицях 4.12-4.15.

Таблиця 4.12

Розрахунові допустимі переміщення реперних точок перелому в залежності від розміру діастазу

h, мм	$[\Delta]$
7	0,7
8	0,8

9	0,9
10	1

Таблиця 4.13

Розрахункові допустимі напруження, в залежності від тижня реабілітації та розміру діастазу при навантаженні на стиск, Н

h, мм	Тиждень реабілітації					
	3	6	12	16	18	20
7	74,0	161,4	212,5	268,8	718,0	979,9
8	86,4	200,5	267,2	340,8	927,4	1269,5
9	99,2	243,6	328,0	421,1	1163,6	1596,5
10	112,5	290,7	395,0	509,9	1426,5	1961,0

Таблиця 4.14

Розрахункові допустимі напруження, в залежності від тижня реабілітації та розміру діастазу при навантаженні на згин, Н

h, мм	Тиждень реабілітації					
	3	6	12	16	18	20
7	106,5	164,2	208,3	280,5	699,0	942,3
8	123,4	201,5	258,9	352,1	898,2	1216,0
9	187,5	242,3	344,2	431,4	1122,2	1524,3
10	211,1	286,5	411,0	518,5	1371,0	1867,3

Таблиця 4.15

Розрахункові допустимі напруження, в залежності від тижня реабілітації та розміру діастазу при навантаженні на кручення, Н

h, мм	Тиждень реабілітації					
	3	6	12	16	18	20
7	70,2	400,3	591,7	802,5	2483,3	3463,3
8	87,3	517,6	767,4	1042,8	3238,1	4518,0

9	106,2	649,9	966,0	1314,5	4092,8	5712,7
10	126,8	797,2	1187,4	1617,6	5047,5	7047,4

На Рис. 4.8 – 4.10 можемо бачити графічне зображення результатів розрахунків.

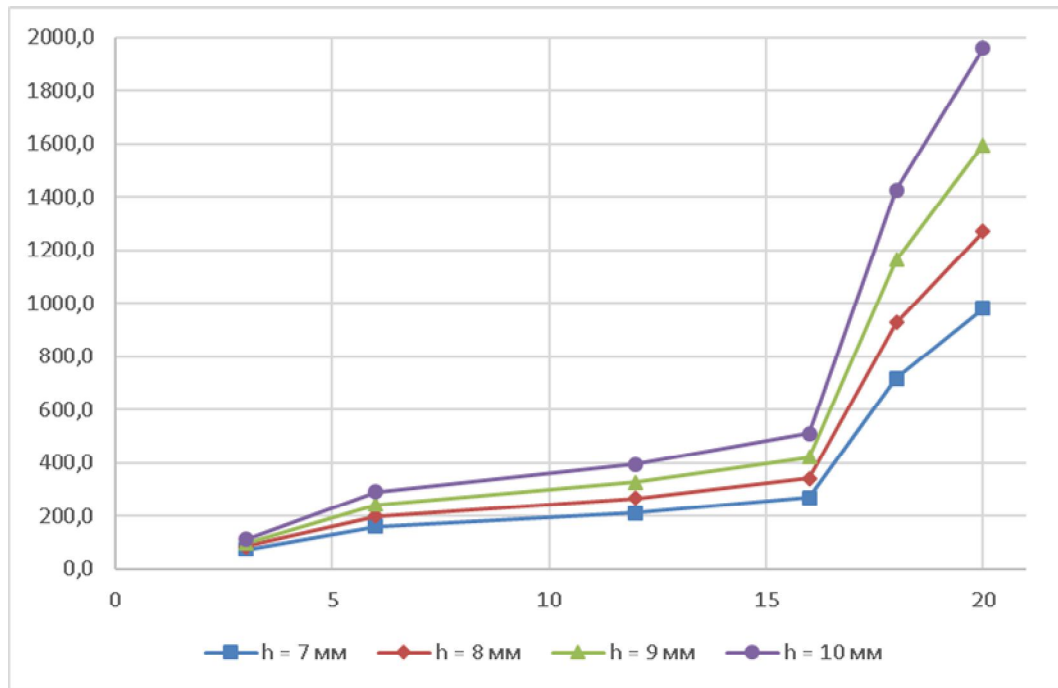


Рис. 4.8. Діаграма розрахункових допустимих навантажень, в залежності від тижня реабілітації для різних розмірів дістазу, під дією стиску. Вісь абсцис – порядкові номери тижнів реабілітації, вісь ординат – Р, Н.

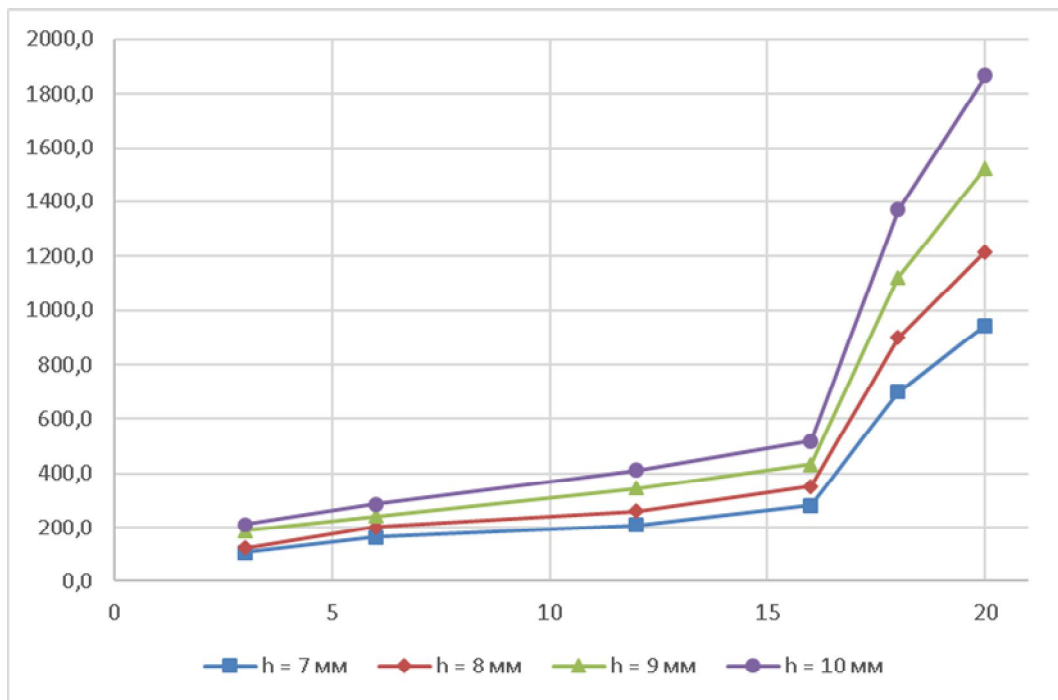


Рис. 4.9. Діаграма розрахункових допустимих навантажень, в залежності від тижня реабілітації для різних розмірів дістазу, під дією згину. Вісь абсцис – порядкові номери тижнів реабілітації, вісь ординат – Р, Н.

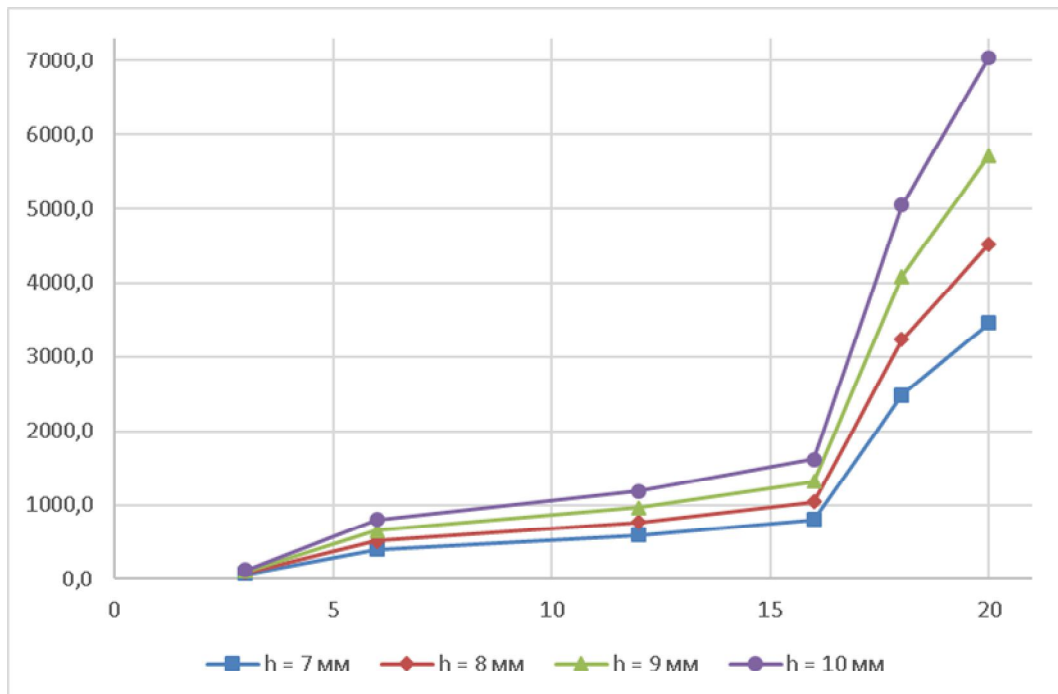


Рис. 4.10. Діаграма розрахункових допустимих навантажень, в залежності від тижня реабілітації для різних розмірів дістазу, під дією кручення. Вісь абсцис – порядкові номери тижнів реабілітації, вісь ординат – Р, Н.

РОЗДІЛ 5. РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП ПРОЕКТУ

5.1 Опис ідеї проекту

В розділі проведено маркетинговий аналіз стартап проекту, визначені можливості та доцільність його впровадження на ринок.

Таблиця 5.1

Опис стартап-проекту

Зміст проекту	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Використання способу прогнозування допустимих навантажень на систему остеосинтезу	Лікування переломів нижньої частини тіла	1) Прискорення оздоровлення пацієнта
		2) Збільшення допустимих навантажень під час реабілітації

Запропонований автором спосіб розрахунку допустимих навантажень дає початок розвитку цього напрямку, адже на території України таких експериментів немає. Конкурентами в нашій роботі є: зарубіжні колеги з області біомеханіки.

5.2 Технологічний аудит

Реалізувати ідею проекту можна за допомогою натурних випробувань та статистичного аналізу.

В табл. 5.2 проведений аналіз потенційних техніко-економічних переваг даної ідеї у порівнянні з конкурентом №1 (зарубіжні колеги в області біомеханіки).

Визначення технологічної здійсненності ідеї проекту наведено в табл. 5.3.

По показникам характеристики стану ринку можна зробити висновок, що даний проект є рентабельним..

Таблиця 5.2

Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№ п/п	Техніко-економічні характеристики ідеї	W	N	S
1.	Грошові витрати	Конкурент №1	—	Мій проект
2.	Спосіб оцінки	—	Конкурент №1	Мій проект
3.	Складність виготовлення	—	—	—

Таблиця 5.3

Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технологія її реалізації	Наявність технології	Доступність технології
1.	Використання способу прогнозування допустимих навантажень на систему остеосинтезу	Натурні випробування	є	є
		Практичне використання		
Обрана технологія може бути реалізована				

5.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Визначення ринкових можливостей, які можна використати під час ринкового впровадження проекту, та ринкових загроз, які можуть перешкодити реалізації проекту, є досить складними в умовах того, що різні методи рішення поставленої задачі є елементом довгострокового наукового розвитку галузі. Тобто дати оцінку потенційного ринку стартап-проекту можна лише у довгостроковій перспективі, не базуючись на чітких числових характеристиках ринку.

Проаналізуємо ринкові можливості для реалізації нашого проекту. Для початку проведемо аналіз попиту: наявність попиту, обсяг та динаміка розвитку ринку (табл. 5.4)

Таблиця 5.4

Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку	Характеристика
1.	Кількість головних гравців, од	2
2.	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	100
3.	Динаміка ринку	зростає
4.	Наявність обмежень для входу	відсутня
5.	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	наявні
6.	Середня норма рентабельності в галузі, %	100%

По показникам характеристики стану ринку можна зробити висновок, що даний проект є рентабельним.

Визначення потенційних груп клієнтів.

Потенційні групи клієнтів можна умовно поділити на первинних та вторинних споживачів продукту. Первинною групою є районні та обласні лікарні. Надалі визначимо потенційні групи клієнтів (табл. 5.5).

Після визначення потенційних груп клієнтів проводимо аналіз ринкового середовища, тобто складаємо таблицю факторів, що сприяють ринковому впровадженню проекту, та факторів, що йому перешкоджають (табл. 5.6)

Таблиця 5.5

Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1.	Лікування	Районні та	фінанси	Швидкість оздоровлення,

	перелому	обласні лікарні		доступність
--	----------	-----------------	--	-------------

Таблиця 5.6

Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1.	Велике допустиме навантаження	Боязнь лікарів травмувати пацієнта	Вдосконалення вже існуючої методики
2.	Розробка покращеної методики способу оцінки		

Таблиця 5.7

Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1.	Не потребує великих затрат на лікування	Економність	Достойна оплата праці
2.	Підвищений попит у галузі медицини	Збільшення застосування	Збільшення кількості швидких оздоровлень

Надалі проведемо аналіз пропозиції, визначивши загальні риси конкуренції на ринку (табл. 5.8).

З огляду на конкурентну ситуацію існує можливість роботи на даному ринку. Щоб бути конкурентоспроможним на ринку проект має мати такі характеристики, як швидкість розрахунку по методиці та доступність програмного забезпечення.

На основі аналізу конкуренції, проведеного в табл. 5.9, а також із урахуванням характеристик ідеї проекту табл. 5.2, вимог споживачів до товару табл. 5.5 та факторів маркетингового середовища табл. 5.6 – 5.7 визначаємо та обґрунтовуємо перелік факторів конкурентоспроможності. Аналіз оформлюється в табл. 5.10.

Після аналізу конкуренції проводимо більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі (табл. 5.9)

За визначеними факторами конкурентоспроможності (табл. 5.10) проведемо аналіз сильних та слабких сторін мого стартап-проекту (табл. 5.11).

Фінальним етапом ринкового аналізу можливостей впровадження проекту є складання SWOT-аналізу (матриці аналізу сильних (Strength) та слабких (Weak) сторін, загроз (Troubles) та можливостей (Opportunities) (табл. 5.12) на основі виділених ринкових загроз та можливостей, та сильних і слабких сторін (табл. 5.11).

Перелік ринкових загроз та ринкових можливостей складається на основі аналізу факторів загроз та факторів можливостей маркетингового середовища. Ринкові загрози та ринкові можливості є наслідками впливу факторів, і, на відміну від них, ще не є реалізованими на ринку та мають певну ймовірність здійснення.

Таблиця 5.8

Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства
Тип конкуренції олігополія	Невелика кількість підприємств, які ведуть між собою здебільшого нецінову конкуренцію.	Не відрізняється помітним впливом
Національний рівень конкурентної боротьби	Даний ринок достатньо відкритий	Помітний вплив на модернізації проекту
Внутрішньогалузева ознака	Боротьба ведеться між методиками експериментів	Заощадження коштів в наслідок введення методики
Товаро-родова конкуренція за видом товару	Здатність задовольнити потреби галузі	Не велика кількість конкурентів
Нецінова конкуренція	Підвищення якості методики в порівнянні з іншими	Робота над постійним покращенням методики

Марочна інтенсивність	Розглядаємо в якості конкурентів схожі методики	Незалежність від ринку
-----------------------	---	------------------------

Таблиця 5.9

Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Клієнти	Товари-замінники
	Немає	Бар'єрів входження в ринок немає	Високий фактор впливу	Загрози з боку замінників немає
Висновки:	Низька інтенсивність	Є можливість входження в ринок	Диктують умови роботи на ринку. Такі, як час на розрахунок і забезпечення потрібним програмним забезпеченням	Відсутність обмежень від впливу замінників

Таблиця 5.10

Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Менша потреба у витратах	Не потрібність повторних операцій
2	Точність випробувань	Удосконалення отримання результатів
3	Швидкість лікування	Максимальне вичерпання ресурсу

Таблиця 5.11

Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін «Використання способу оцінки впливу кісткового регенерату на систему остеосинтезу»

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з проектом «Використання способу прогнозування допустимих навантажень на систему остеосинтезу»						
			-3	-2	-1	0	1	2	3
1	Менша потреба у витратах	20				•			
2	Точність розрахунків	20			•				
3	Використання отриманих даних	20					•		
4	Точність розрахунку в проекті	15					•		

Таблиця 5.12

SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: Людина не залишається інвалідом.	Слабкі сторони: не ідеально точні результати розрахунків при експерименті
Можливості: завоювання всього ринку	Загрози: розробка більш точнішої методики.

На основі SWOT-аналізу розробляються альтернативи ринкової поведінки для виведення стартап-проекту на ринок та орієнтовний оптимальний час їх ринкової реалізації з огляду на потенційні проекти конкурентів, що можуть бути виведені на ринок.

Визначені альтернативи аналізуються з точки зору строків та ймовірності отримання ресурсів (табл. 5.13).

Таблиця 5.13

Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Публічне ознайомлення, перевірка з існуючими дослідженнями (аналогами), державне затвердження	Висока	2 місяця
2	Публічне ознайомлення, перевірка на справжньому експерименті, державне затвердження	Висока	10 місяців

Із зазначених альтернатив виберемо першу, бо отримання ресурсів є більш простим та ймовірним а строки реалізації – більш стислими.

5.4 Розроблення ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку: опис цільових груп потенційних споживачів (табл. 5.14).

Таблиця 5.14

Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1	Районні та обласні лікарні	Повністю готові	Високий	Низька	Просто

Для роботи в обраному сегменті ринку необхідно сформуванати базову стратегію розвитку (табл. 5.15).

Таблиця 5.15

Визначення базової стратегії розвитку

Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку
Альтернативна	Охоплення на 80-90 %	Конк.№1	Спеціалізація

Далі виберемо стратегію конкурентної поведінки (табл. 5.16).

Таблиця 5.16

Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

Чи є проект «першопроходцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики то-вару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки
Є	Ні	Ні	Стратегія заняття галузі

Результатом даного підрозділу є узгоджена система рішень щодо ринкової поведінки стартап-компанії, яка визначатиме напрями роботи стартап-компанії на ринку:

- робота з наявними споживачами (лікарі та хворі);
- використання в проекті сучасних технологій;
- напрямок роботи лише у заданій ніші ринку.

5.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Першим кроком є формування маркетингової концепції товару, який отримає споживач. Для цього у табл. 5.17 підсумуємо результати попереднього аналізу конкурентоспроможності товару.

Таблиця 5.17

Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами
1	Не потребує великих затрат на розрахунки	Зменшення собівартості	Достойна оплата праці
2	Підвищений попит у галузі медицини	Зменшення операцій	Збільшення швидкості реабілітації

Далі визначаємо оптимальну систему збуту, в межах якого приймається рішення (табл. 5.18).

Таблиця 5.18

Формування системи збуту

Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
Одноразова покупка	Інформування	Глибока	Державне затвердження методики

Останньою складовою маркетингової програми є розроблення концепції маркетингових комунікацій, що спирається на попередньо обрану основу для позиціонування, визначену специфіку поведінки клієнтів (табл. 5.19).

Таблиця 5.19

Концепція маркетингових комунікацій

Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
Комунікабельні	Мережа інтернет, наукові праці	Реклама в інтернеті та конференціях	Розширення цільових клієнтів	Показати, що наш продукт кращий

Результати маркетингового дослідження:

- мій стартап-проект є актуальним, тому що може вивести лікування переломів на наступну сходинку;
- унікальність ідеї;
- впровадження в ринок є доцільним і може понести за собою прибутки, особливо, якщо впроваджувати у сферу медицини.

ВИСНОВКИ

1. Розроблений та реалізований метод прогнозування допустимих навантажень на систему остеосинтезу.
2. Вибраний та випробуваний полімерний матеріал для моделювання регенерату кісткової тканини на ранніх стадіях регенерації.
3. З використанням даних про модуль пружності регенерату на різних тижнях реабілітації, визначено модуль пружності модульованого регенерату та співставлено його зі справжнім регенератом.
4. Досліджено деформування систем «кістка з переломом та засобом фіксації» на етапах регенерації кісткової тканини під дією стиску, згину та кручення.
5. Встановлено, що збільшення модуля пружності модельованого кісткового регенерату приводить до зменшення переміщень та збільшення допустимих навантажень.
6. Виявлено, що при збільшенні розміру діастазу збільшуються допустимі навантаження.
7. Наявність регенерту суттєво підвищує рівень допустимих навантажень. Але це тільки з механічної точки зору. Травматологи не рекомендують навантажувати кінцівки на перших стадіях регенерації.

Список використаної літератури:

1. Ахмедов Б.А. Остеосинтез пластинами с угловой стабильностью винтов в лечении огнестрельных переломов длинных костей конечностей / Б.А. Ахметов, Р.М. Тихилов, А.Р. Атаев // Травматология и ортопедия России. – 2007. - №2 (44). – С. 17 – 23. 136
2. Білик С.В. Стабільно-функціональний накістковий остеосинтез діафізарних переломів стегнової кістки та їх наслідків / С.В. Білик // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2008. - №3. – С. 47 – 52.
3. Грубар Ю.О. Блокуючий остеосинтез – якісний крок у лікуванні діафізарних переломів довгих кісток / Ю.О. Грубар, С.В. Гаріян // Ортопедія і травматологія: проблеми якості. Матеріали науково-практичної конференції, присвяченої 75-річчю з дня народження, 50-річчю науково-практичної діяльності заслуженого діяча науки і техніки України, проф. М.І. Хвисюка. Збірник наукових праць. – Харків, ХМАПО, 2009. – С. 83 – 84.
4. Синельников Р.Д., Синельников Я.Р. Атлас анатомии человека, т. 1. / «Медицина», 1996. – 337с.
5. Панков И. О. Чрезкостный остеосинтез при переломах и переломо-вывихах таранной кости // Современные аспекты травматологии и ортопедии: Тез. докл. – Казань, 1994. – С. 40-41.
6. Костюк А. Н. Посібник з методики остеосинтезу апаратами зовнішньої фіксації АЗФ-К. – Київ: ТОВ «Лазурит-поліграф», 2015. – 144с.
7. Tscherne H., Schatzker J. (Eds.) Major Fractures of the Pilon, the Talus, and the Calcaneus: Current Concepts of Treatment. – Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tokyo, Hong Kong, Barselona, Budapest: Springer-Verlag, 1993. – 247 p.
8. Костюк А. Н. Можливості апаратів зовнішньої фіксації при лікуванні потерпілих з множинними переломами і поєднаною травмою / А.Н. Костюк // Проблеми військової охорони здоров'я: Зб. наук. праць Української військово-медичної академії. — Випуск 7. — С. 367-371.

9. Тепляков В. В. Хирургическое лечение паталогических переломов длинных трубчатых костей при метастатическом поражении / В. В. Тепляков, В. Ю. Крпенко, А. К. Валиева // Вопросы онкологии. – 2005. – Т.51, №3. – С. 377-381.
10. Остеосинтез: Руководство для врачей / Под ред. С. С. Ткаченко. – Л. Медицина, 1987. – С. 99-100.
11. Котельников, Г.П. Травматология / Г.П. Котельников, А.Ф. Краснов, В.Ф. Мирошниченко. Самара: Самар. Дом печати, 2001. - 480 с.
12. Експериментальні дослідження засобів остеосинтезу. Кол. авторів / За ред. Шидловський М. С., Лакша А.М.. — К.: Ленвіт, 2016. — 298 с.
13. Сыч В.Ф. С95 Общая биология: Учебник для студентов высших учебных заведений. В 2-х частях. Ч. 2. Ульяновск: УлГУ, 2006. - 194 с.
14. Современные представления о репаративном остеогенезе [Электронный ресурс] // Конектбиофарм – Режим доступа до ресурсу: <https://bioimplantat.ru/articles/articles/sovremennye-predstavleniya-o-reparativnom-osteogeneze/>.
15. М.Р. Сапін. Анатомия человека. — 4-е вид.. — Москва: Медицина, 1997. — С. 138-139. — 544 с.
16. Скелет свободной нижней конечности [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://meduniver.com/Medical/Anatom/74.html>.
17. Брошко Є. О. Структурні та біомеханічні особливості великогомілкової кістки деяких наземних хребетних. / Є. О. Брошко. – 2013.
18. Експериментальні дослідження засобів остеосинтезу. Кол. авторів / За ред. Шидловський М. С., Лакша А.М.. — К.: Ленвіт, 2016. — 298 с.
19. Біомеханічні, інформаційнокомунікаційні технології та конструкторські розробки у фізичному вихованні та спорті / Бегун П.И., Кривохижина О.В., Лебедева Е.А., Толкачев П.И.. // Вісник. – 2015. – №129. – С. 18–25.
20. Димань М. М. Деформівність систем остеосинтезу з врахуванням

виду навантажень : дис. канд. техн. наук : 01.02.04 / Димань М. М. – Київ, 2019. – 208 с.

21. Біомеханічні, інформаційнокомунікаційні технології та конструкторські розробки у фізичному вихованні та спорті / Бегун П.И, Кривохижина О.В., Лебедева Е.А., Толкачѳв П.И.. // Вісник. – 2015. – №129. – С. 18–25.